

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského
inženýrství

Porovnání stávajících VKG svodových systémů a
možnosti vzájemné transformace

Comparison of Existing VKG Leakage Systems
and Possibilities of Mutual Transformation

2018

Bc. Jaroslav Vondrák

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jaroslav Vondrák**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Porovnání stávajících VKG svodových systémů a možnosti vzájemné transformace**
Comparison of Existing VKG Leakage Systems and Possibilities of Mutual Transformation

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s principem a činností kardiovaskulárního systému s ohledem na měření EKG různými svodovými systémy.
2. Seznámení se s možnostmi a metodami přepočtu mezi EKG do vektokardiografického průmětu.
3. Seznámení se s ortogonálními svodovými systémy a jejich popis.
4. Návrh metody pro přepočet více svodového EKG do vektokardiografických průmětů.
5. Realizace testování.
6. Zhodnocení výsledků a testů.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Překlad František KÖLBEL. Praha: Grada, 2005. 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- [2] KAUTZNER, Josef. Technické provedení srdeční resynchronizační terapie. *Kardiologická revue – mimořádné vydání*. 2004, č. 0, s. 18–21. ISSN 1212–4540.
- [3] PROCHÁZKA, Aleš a Eva HOŠŤÁLKOVÁ. Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace. *Automatizace*. červen 2007, roč. 50, č. 6, s. 397–401. ISSN 0005-125X.
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2. upravené vyd. Praha: Grada, 2004. 692 s. ISBN/EAN 80-247-1132-X / 9788024711324.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

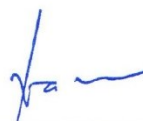
Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Kozíorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Dne: 27.4.2018

.....
Podpis

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu své diplomové práce **doc. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D.** za ochotu a odbornou pomoc při vedení diplomové práce. Rovněž děkuji za veškeré rady a připomínky, které mi byly poskytnuty při zpracování diplomové práce v rámci konzultací.

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá v teoretické části problematikou kardiovaskulárního systému. Pozornost je věnována zejména metodám měření elektrické aktivity a významu srdeční křivky. Dále se rovněž zaměřuje i na problematiku vektorkardiografie, společně s možnostmi transformace elektrokardiogramu do vektorkardiografických průmětů.

V empirické části se práce zabývá návrhem a realizací aplikování transformačních metod na elektrokardiogram. Hlavním zaměřením práce je především zhodnocení jednotlivých transformačních metod, a to jak výpočtem odchylek, tak grafickou analýzou. Pomocí výpočetních výsledků a grafické analýzy jsou vyhodnoceny výsledky jednotlivých VKG rovin. Závěrečná část práce se zabývá pozorováním výsledků fyziologických a patologických patientských záznamů. V poslední části práce je pozornost věnována porovnání výsledků fyziologických a patologických patientských záznamů.

KLÍČOVÁ SLOVA

Srdce, EKG, Frankův svodový systém, VKG, MATLAB, Bland-Altmanová analýza

ABSTRACT

The theoretical part of this master thesis is dedicated to the cardiovascular system. Attention is paid mostly to the methods of electrical activity measurement and the importance of the heart curve. The thesis further examines the issue of vector cardiography, including possibilities of transformation of electrocardiogram into vector cardiographic projections.

The empirical part of the thesis studies the design and implementation of the transformation methods on the electrocardiogram. The main focus of the thesis is the evaluation of individual transformation methods, both by calculation of deviations and graphical analysis. Using computational results and graphical analysis, the results of individual vector cardiography planes are evaluated. The final part of the thesis deals with the comparison of the results of physiological and pathological patient records.

KEY WORDS

Heart, ECG, Frank's lead system, VCG, MATLAB, Bland-Altman analysis

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk	9
Seznam obrázků	10
Seznam tabulek	14
Úvod	15
1. Anatomie srdce.....	16
1.1 Srdce jako celek.....	16
1.2 Srdeční činnost	17
1.2.1 Fyziologická činnost srdce	17
1.2.2 Elektrická aktivita srdce	17
1.3 Nemoci srdce.....	18
1.3.1 Arytmie srdce	18
2. Elektrokardiografie.....	19
2.1 EKG svody.....	19
2.1.1 Einthovenovy svody	19
2.1.2 Goldbergerovy svody	21
2.1.3 Wilsonovy svody	21
2.2 Význam EKG křivky.....	23
2.2.1 Artefakty EKG signálu	24
3. Vektorkardiografie	25
3.1 Frankův svodový systém	27
3.1.1 Svodové vektory	27
3.1.2 Svodová matice	28
3.2 Přepočet EKG na VKG	29
3.2.1 Kvazi ortogonální Korsova metoda	30
3.2.2 Korsova regresní metoda	30
3.2.3 Inverzní Dowerova transformace.....	31
3.2.4 Metoda QLSV	31
4. Ortogonální a ortonormální vektory	32
4.1 Ortogonální svodové systémy.....	33
5. Návrh metody pro přepočet více svodového EKG do vektorkardiografických průmětů.	34
5.1 Popis dat.....	34
5.2 Zpracování dat.....	35
5.3 Úprava dat	36

5.3.1	Filtrace síťového rušení	36
5.3.2	Odstranění driftu.....	37
5.3.3	Detekce významných bodů v signálu.....	39
5.3.4	Korekce izolinie.....	40
5.4	Transformace více svodového EKG do vektorkardiografických svodů	41
6.	Realizace vyhodnocení transformačních metod do vektorkardiografických průmětů	43
6.1	Bland-Altmanova analýza	43
6.2	Vyhodnocení výsledků a testy	44
6.2.1	Vyhodnocení fyziologických záznamů	44
6.2.2	Vyhodnocení patologických záznamů	79
6.3	Porovnání patologických a fyziologických patientských záznamů	91
7.	Diskuse a shrnutí výsledků	92
8.	Závěr	93
	Seznam použité literatury	94
	Seznam internetových zdrojů	96
	Seznam příloh	97

Seznam použitých symbolů a zkratek

B-A	Bland-Altmanová analýza
EKG	Elektrokardiografie
l/min	Litrů za minutu
m/s	Metrů za sekundu
mm	Milimetr
mV	Milivolt
QLSV	Metoda nejmenších čtverců
uV	Mikrovolt
VKG	Vektorkardiografie, vektorkardiogram
Ω	Ohm

Seznam obrázků

Obrázek 1 Znázornění srdce [4]	16
Obrázek 2 Bipolární končetinové svody podle Einthovena [4]	20
Obrázek 3 Unipolární končetinové svody podle Goldbergera [4]	21
Obrázek 4 Unipolární Wilsonovy svody [4]	22
Obrázek 5 EKG křivka [4]	23
Obrázek 6 Označování komorového komplexu podle velikosti [4]	24
Obrázek 7 Vztah mezi anatomickými rovinami [19]	25
Obrázek 8 Vektorkardiografické smyčky v rovině - a) frontální; b) transverzální; c) sagitální [21]	26
Obrázek 9 Projekce VKG smyček do tří rovin [22]	26
Obrázek 10 Svodový vektor – y [20]	27
Obrázek 11 Svodový vektor – z [20]	27
Obrázek 12 Svodový vektor – x [20]	28
Obrázek 13 Frankův svodový systém (vpravo - odporová síť, vlevo - označení elektrod a jejich anatomická poloha) [20]	28
Obrázek 14 Převod signálu EKG a VKG pomocí Levkové a Dowerové transformace [23]	29
Obrázek 15 Převod signálu EKG na VKG za použitím goniometrických funkcí [24]	30
Obrázek 16 Přímka p jdoucí bodem A kolmo k přímce q [25]	32
Obrázek 17 Ortogonální svodové systémy - a) Frankův; b) McFee; c) SVEC III [21]	33
Obrázek 18 Grafické zobrazení dat z databáze PhysioBank [31]	34
Obrázek 19 Neupravená načtená data pro Frankovy svody	35
Obrázek 20 Filtrace síťového šumu, před a po filtraci	36
Obrázek 21 Filtrace driftu	37
Obrázek 22 Zobrazení vektorkardiografie v jednotlivých rovinách před filtrací	38
Obrázek 23 Zobrazení vektorkardiografie v jednotlivých rovinách po filtraci	38
Obrázek 24 Detekce R-peaku a bodů nulové izolinie	40
Obrázek 25 Korekce izolinie – Frank x	40
Obrázek 26 Inverzní Dowerová transformace pro kanál x, y, z	41
Obrázek 27 Detailnější pohled na inverzní Dowerovou transformaci	42
Obrázek 28 Vektorkardiogram inverzní Dowerové transformace v porovnání s Frankem	42
Obrázek 29 Bland-Altmanova analýza Dowerovy transformace	44
Obrázek 30 Porovnání křivek (Kors, Frank) – záznam č. 1	44
Obrázek 31 Korsova regresní metoda pro jeden cyklus – záznam č. 1	45
Obrázek 32 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 1	46
Obrázek 33 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 1	46
Obrázek 34 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 1	47
Obrázek 35 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 1	47
Obrázek 36 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 1	48
Obrázek 37 QLSV pro jeden cyklus – záznam č. 1	49
Obrázek 38 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 1	49
Obrázek 39 Porovnání křivek (Kvazi transformace, Frank) – záznam č. 1	49
Obrázek 40 Kvazi metoda pro jeden cyklus – záznam č. 1	50
Obrázek 41 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 1	51
Obrázek 42 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank) – záznam č. 1	51
Obrázek 43 Einhovenova metoda pro jeden cyklus – záznam č. 1	52

Obrázek 44 Bland-Altmanova analýza Einhovenovy transformace – záznam č. 1	52
Obrázek 45 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 2	54
Obrázek 46 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 2	54
Obrázek 47 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 2	54
Obrázek 48 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank) – záznam č. 2	55
Obrázek 49 Korsova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 2	55
Obrázek 50 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 2	55
Obrázek 51 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank) – záznam č. 2	56
Obrázek 52 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus - záznam č. 2	56
Obrázek 53 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 2	56
Obrázek 54 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 2	57
Obrázek 55 QLSV transformace pro jeden cyklus - záznam č. 2	57
Obrázek 56 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 2	57
Obrázek 57 Porovnání křivek (Einovenova transformace, Frank) – záznam č. 2	58
Obrázek 58 Einovenova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 2	58
Obrázek 59 Bland-Altmanova analýza Einhovenovy transformace – záznam č. 2	58
Obrázek 60 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 3	60
Obrázek 61 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 3	60
Obrázek 62 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 3	60
Obrázek 63 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank) – záznam č. 3	61
Obrázek 64 Korsova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 3	61
Obrázek 65 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 3	61
Obrázek 66 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank) – záznam č. 3	62
Obrázek 67 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus - záznam č. 3	62
Obrázek 68 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 3	62
Obrázek 69 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 3	63
Obrázek 70 QLSV transformace pro jeden cyklus - záznam č. 3	63
Obrázek 71 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 3	63
Obrázek 72 Porovnání křivek (Einovenova transformace, Frank) – záznam č. 3	64
Obrázek 73 Einovenova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 3	64
Obrázek 74 Bland-Altmanova analýza Einhovenovy transformace – záznam č. 3	64
Obrázek 75 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 4	66
Obrázek 76 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 4	66
Obrázek 77 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 4	66
Obrázek 78 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank) – záznam č. 4	67
Obrázek 79 Korsova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 4	67
Obrázek 80 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 4	67
Obrázek 81 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank) – záznam č. 4	68
Obrázek 82 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus - záznam č. 4	68
Obrázek 83 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 4	68
Obrázek 84 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 4	69
Obrázek 85 QLSV transformace pro jeden cyklus - záznam č. 4	69
Obrázek 86 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 4	69
Obrázek 87 Porovnání křivek (Einovenova transformace, Frank) – záznam č. 4	70
Obrázek 88 Einovenova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 4	70
Obrázek 89 Bland-Altmanova analýza Einhovenovy transformace – záznam č. 4	70

Obrázek 90 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 5.....	72
Obrázek 91 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 5.....	72
Obrázek 92 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 5.....	72
Obrázek 93 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank) – záznam č. 5.....	73
Obrázek 94 Korsova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 5.....	73
Obrázek 95 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 5.....	73
Obrázek 96 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank) – záznam č. 5.....	74
Obrázek 97 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus - záznam č. 5.....	74
Obrázek 98 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 5.....	74
Obrázek 99 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 5.....	75
Obrázek 100 QLSV transformace pro jeden cyklus - záznam č. 5.....	75
Obrázek 101 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 5.....	75
Obrázek 102 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank) – záznam č. 5.....	76
Obrázek 103 Einhovenova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 5.....	76
Obrázek 104 Bland-Altmanova analýza Einhovenovy transformace – záznam č. 5.....	76
Obrázek 105 Porovnání křivek (Dowerova transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1..	79
Obrázek 106 Inverzní Dower pro jeden cyklus (infarkt myokardu) – záznam č. 1.....	79
Obrázek 107 Bland-Altmanova analýza Dowerovy transformace (infarkt myokardu) – záznam č. 1..	79
Obrázek 108 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1.....	80
Obrázek 109 Korsova transformace pro jeden cyklus (infarkt myokardu) - záznam č. 1.....	80
Obrázek 110 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody (infarkt myokardu) – záznam č. 1	80
Obrázek 111 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1.....	81
Obrázek 112 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus (infarkt myokardu) - záznam č. 1.....	81
Obrázek 113 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody (infarkt myokardu) – záznam č. 1.....	81
Obrázek 114 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1.....	82
Obrázek 115 QLSV transformace pro jeden cyklus (infarkt myokardu) - záznam č. 1.....	82
Obrázek 116 Bland-Altmanova analýza QLSV metody (infarkt myokardu) – záznam č. 1.....	82
Obrázek 117 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1.....	83
Obrázek 118 Einhovenova transformace pro jeden cyklus (infarkt myokardu) - záznam č. 1.....	83
Obrázek 119 Bland-Altmanova analýza Einhovenovy transformace (infarkt myokardu) – záznam č. 1.....	83
Obrázek 120 Porovnání křivek (Inv. Dowerova transformace, Frank), (dysrytmie) – záznam č. 2.....	85
Obrázek 121 Inverzní Dower pro jeden cyklus (dysrytmie) – záznam č. 2.....	85
Obrázek 122 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace (infarkt myokardu) – záznam č. 2.....	85
Obrázek 123 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank), (dysrytmie) – záznam č. 2.....	86
Obrázek 124 Korsova transformace pro jeden cyklus (dysrytmie) - záznam č. 2.....	86
Obrázek 125 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody (infarkt myokardu) – záznam č. 2	86
Obrázek 126 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank), (dysrytmie) – záznam č. 2	87
Obrázek 127 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus (dysrytmie) - záznam č. 2.....	87
Obrázek 128 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody (infarkt myokardu) – záznam č. 2.....	87
Obrázek 129 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank), (dysrytmie) – záznam č. 2.....	88

Obrázek 130 QLSV transformace pro jeden cyklus (dysrytmie) - záznam č. 2	88
Obrázek 131 Bland-Altmanova analýza QLSV metody (infarkt myokardu) – záznam č. 2	88
Obrázek 132 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank), (dysrytmie) – záznam č. 2	89
Obrázek 133 Einhovenova transformace pro jeden cyklus (dysrytmie) - záznam č. 2.....	89
Obrázek 134 Bland-Altmanova analýza Einhovenovy transformace (infarkt myokardu) – záznam č. 2	89

Seznam tabulek

Tabulka 1 Einthovenovy svody	20
Tabulka 2 Umístění Wilsonových svodů	22
Tabulka 3 Koeficienty Korsovy regresní metody	30
Tabulka 4 Koeficienty inverzní Dowerové transformace	31
Tabulka 5 Koeficienty pro metodu QLSV	31
Tabulka 6 Hodnoty a vypočtené odchylky Korsovy regresní metody pro svod x – záznam č. 1	45
Tabulka 7 Hodnoty a vypočtené odchylky Korsovy regresní metody pro svod y – záznam č. 1	45
Tabulka 8 Hodnoty a vypočtené odchylky Korsovy regresní metody pro svod z – záznam č. 1	45
Tabulka 9 Hodnoty a vypočtené odchylky inverzní Dowerovy metody pro svod x – záznam č. 1	46
Tabulka 10 Hodnoty a vypočtené odchylky inverzní Dowerovy metody pro svod y – záznam č. 1	47
Tabulka 11 Hodnoty a vypočtené odchylky inverzní Dowerovy metody pro svod z – záznam č. 1	47
Tabulka 12 Hodnoty a vypočtené odchylky QLSV metody pro svod x – záznam č. 1	48
Tabulka 13 Hodnoty a vypočtené odchylky QLSV metody pro svod y – záznam č. 1	48
Tabulka 14 Hodnoty a vypočtené odchylky QLSV metody pro svod z – záznam č. 1	48
Tabulka 15 Hodnoty a vypočtené odchylky Kvazi metody pro svod x – záznam č. 1	50
Tabulka 16 Hodnoty a vypočtené odchylky Kvazi metody pro svod y – záznam č. 1	50
Tabulka 17 Hodnoty a vypočtené odchylky Kvazi metody pro svod z – záznam č. 1	50
Tabulka 18 Hodnoty a vypočtené odchylky Einthovenovy metody pro svod x – záznam č. 1	51
Tabulka 19 Hodnoty a vypočtené odchylky Einthovenovy metody pro svod y – záznam č. 1	51
Tabulka 20 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 1	53
Tabulka 21 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 1	53
Tabulka 22 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 1	53
Tabulka 23 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 2	59
Tabulka 24 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 2	59
Tabulka 25 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 2	59
Tabulka 26 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 3	65
Tabulka 27 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 3	65
Tabulka 28 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 3	65
Tabulka 29 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 4	71
Tabulka 30 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 4	71
Tabulka 31 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 4	71
Tabulka 32 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 5	77
Tabulka 33 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 5	77
Tabulka 34 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 5	77
Tabulka 35 Průměrná podobnost transformačních metod ve svodech x,y,z	78
Tabulka 36 Procentuální porovnání jednotlivých metod svodu x (infarkt myokardu) – záznam č. 1 ...	84
Tabulka 37 Procentuální porovnání jednotlivých metod svodu y (infarkt myokardu) – záznam č. 1 ...	84
Tabulka 38 Procentuální porovnání jednotlivých metod svodu z (infarkt myokardu) – záznam č. 1 ...	84
Tabulka 39 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x (dysrytmie) – záznam č. 2	90
Tabulka 40 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y (dysrytmie) – záznam č. 2	90
Tabulka 41 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z (dysrytmie) – záznam č. 2	90
Tabulka 42 Porovnání relativních odchylek pro fyziologické a patologické záznamy	91

Úvod

Srdce, jakožto svalová pumpa, plní dvě základní životně důležité funkce – shromažďuje krev ze všech částí těla a následně pumpuje do plic, a shromažďuje okysličenou krev z plic, kterou dále pumpuje do celého těla. Aby tyto funkce byly prováděny srdcem správně, musí být srdce schopno vytvářet a vést elektrické vzruchy, jež vedou k srdeční kontrakci. Tyto elektrické vzruchy se měří a zaznamenávají různými měřicími metodami souhrnně nazývané elektrokardiografie, což nám přinese záznam ve 2D. Je zde však metoda, která nám umožní pořizovat záznam ve třech rovinách. Tato metoda, vycházející z EKG, se nazývá vektorkardiografie. Na první pohled tato metoda neposkytuje tak jasné informace jako elektrokardiografie, ale přesto má v sobě určitý potenciál, který je možné v jistých situacích využít. V dnešní době však primární roli hraje záznam EKG, který zůstává nejčastěji užívaným kardiologickým vyšetřením. Předkládaná práce představuje možnosti transformace EKG záznamu na záznam VKG. Cílem diplomové práce je popis elektrické činnosti srdce a jeho měření pomocí různých metod a rovněž možnosti transformace EKG do VKG s následným zhodnocením odchylky od transformované křivky a křivky měřené VKG svodovým systémem.

Pro lepší orientaci v daném tématu je v první části práce pozornost věnována popisu stavby srdce, jeho funkčnosti a možnostmi snímání elektrické aktivity srdce. Další část se zabývá problematikou vektorkardiografie, jeho svodovým systémem a především možnostmi transformace EKG na VKG. V empirické části se práce zaměřuje na zpracování dat, aplikování transformačních metod na EKG a následnému vyhodnocení mezi transformovanou křivkou a křivkou měřenou pomocí VKG svodového systému. Výsledky onoho porovnání mají poukázat na to, která z dostupných transformačních metod dosahuje nejlepší podobnosti s křivkou měřenou VKG svodovým systémem, a ve kterých částech srdečního cyklu k těmto odchylkám dochází.

1. Anatomie srdce

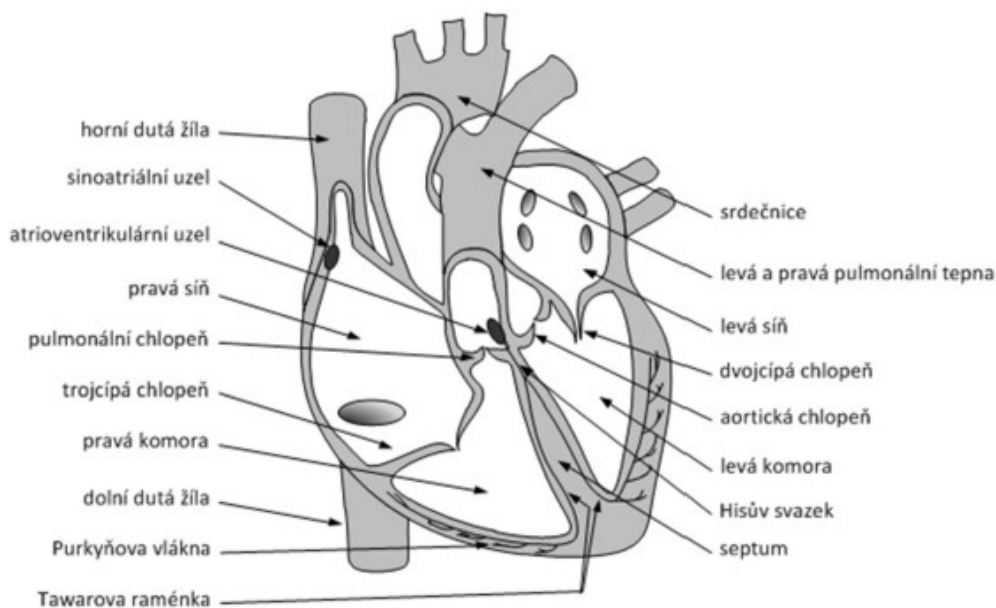
1.1 Srdce jako celek

Srdeční sval je tvořen příčně pruhovanými svalovými vlákny, stejně jako svaly kosterní. Na rozdíl od kosterního svalstva nelze však srdeční sval ovládat vůlí. Svalová vlákna myokardu nemají neuromuskulární ploténky, a k podráždění dochází prostřednictvím lokálních proudů, které se šíří celým myokardem. [4]

Srdce je výkonnou svalovou pumpou, která pravidelnými rytmickými stahy vypuzuje okysličenou krev do velkých tepen, jenž následně ústí do menších tepen a z nich do celého těla. Skládá se ze čtyř hlavních částí a to dvou síní a dvou komor.

Srdce je uloženo ve vazivovém obalu, pericardiu ve střední části hrudníku mezi pravou a levou plíci. Na srdci rozeznáváme oblast basis cordis, což je místo, kudy do srdce vstupují velké žíly (vény) nebo vystupují velké tepny (arterie).

Převodní systém srdeční je soubor specializovaných částí myokardu, který vytváří vzruchy vedoucí ke kontrakci srdce. Projevuje se jak stahem (systola), tak ochabnutím (diastola) svaloviny předsíní a komor. Tyto vzruchy vznikají svalovými buňkami tzv. buňkami převodního systému. Tyto buňky v určitých místech srdce tvoří nakupení ve formě uzlíku, svazků a vláken. Vlastnost těchto buněk není závislá na zevních nervových podnětech. Je tvořen ze sinoatriálního uzlu, což je základní útvar udávající rytmus srdce, dále z atrioventrikulárního uzlu, uloženém v předsíňovém septu a Hisova svazku, který se dělí na dvě Tawarova raménka, levé a pravé. Levé raménko je tvořeno souvislou vrstvou vláken postupujících do levé části mezikomorového septa, kde se dělí do předního a zadního svazku. Tyto svazky se pak dále člení do jednotlivých Purkyňových vláken, což je zvláštní typ buňky myokardu lišící se svou strukturou od buňky pracovního myokardu. Purkyňovo vlákno převádí impuls na stovky až tisíce kardiomyocytů, a to zajišťuje synchronní akci buněk při kontrakci. [1, 2, 3, 4]



Obrázek 1 Znárodnění srdce [4]

1.2 Srdeční činnost

Mezi hlavní srdeční činnosti patří nasávání odkysličené krve z těla, a jejího následného okysličení v plicích. Pravidelnými kontrakcemi myokardu pumpuje srdce krev do celého oběhového systému. Během těchto kontrakcí vznikají elektrické vzruchy, jež mají za následek stahy srdeční svaloviny, myokardu. [5, 6, 13]

1.2.1 Fyziologická činnost srdce

Celý krevní oběh je poháněn a udržován fyziologickými ději, které vyvolávají periodické stahy srdeční svaloviny. Stah srdeční svaloviny je označován jako systola, a jeho následné uvolnění jako diastola. Postupující stahy vyvolávají postupné změny tlaku v srdečních oddílech, čímž mění průtok krve z předsíní do komor a následně do velkých tepen. Během systoly se doplní obsah krve komor z předsíní a uzavřou se atrioventrikulární chlopně. Krev je dále vypuzena z komor do aorty a do truncus pulmonalis. Za diastoly se uzavřou poloměsíčné chlopně, a následně se otevřou atrioventrikulární chlopně. Předsíně a komory jsou plněny krví, průtok krve do komor během diastoly je pasivní.

Frekvence srdeční činnosti je proměnlivá a záleží na zdravotním stavu jedince, fyzické činnosti, věku apod. Klidová frekvence zdravého dospělého člověka činí okolo 70 tepů za minutu a s rostoucím věkem tato hodnota dále klesá. [7]

Minutový výdej srdeční představuje množství krve, které je vypuzeno do periferie ze srdečních komor během jedné minuty. Klidový minutový výdej srdeční představuje přibližně 5–6 litrů krve. Při zvyšující se zátěži stoupá srdeční frekvence, a tím i minutový výdej, a to na hodnoty až 30–35 litrů krve za minutu. [5, 6]

1.2.2 Elektrická aktivita srdce

Buňky srdečního svalu jsou typické svými vzrušivými elementy. To znamená, že při adekvátním podráždění jejich buněčné membrány vyvolají elektrickou odpověď zvanou akční potenciál. Akční potenciál myokardu se však svým elektrickým chováním podstatně liší od ostatních vzrušivých tkání, a to především výrazně delším trváním. Kromě toho se akční potenciál liší v různých částech srdce, především podle funkce (pracovní myokard nebo převodní systém srdeční).

Podle funkce můžeme buňky srdečního svalu rozdělit na:

- **Převodní systém srdeční**, který má schopnost samovolně tvořit vzruchy, jde tedy o systém specializovaný na elektrickou aktivitu.
- **Pracovní myokard**, jehož buňky nejsou za normálních okolností schopny samovolně tvořit vzruchy, a jejichž hlavní funkcí je kontrakce neboli mechanická čerpací práce. [8]

1.3 Nemoci srdce

Poruchy přenosu nebo vzniku elektrického impulsu v myokardu jsou tzv. arytmie, jež jsou způsobeny nejčastěji špatnou funkcí převodního systému srdce. Podle místa vzniku arytmií rozlišujeme arytmie síňové nebo komorové. Častější výskyt je u arytmií síňových, které nejsou tak vážné a pacient o nich nemusí vůbec vědět. Tyto arytmie nemusí ohrožovat život pacienta. U arytmií komorových jde již o stavy ohrožující život pacienta, což může vést k srdeční zástavě, tedy o stav, který se musí řešit defibrilací. [6]

1.3.1 Arytmie srdce

Mezi hlavní poruchy srdeční činnosti se řadí porucha srdečního rytmu, která je způsobena nejčastěji postižením převodního systému. Arytmie mohou být trvalé nebo jen přechodné a nemusí představovat žádné závažné onemocnění. Příčinou vzniku arytmií může být například ischemie (nedostatek krve v tkáních srdce), hypoxie (nedostatek kyslíku zapříčiněný špatnou funkcí některého článku dopravy kyslíku), či zánět srdečního svalu, anatomické změny myokardu a dokonce i některé léky. [3, 17]

Arytmie se dělí na různé typy:

- Podle rychlosti srdeční činnosti:
 - Tachykardie (zvýšená tepová frekvence)
 - Bradykardie (snížená tepová frekvence)
- Podle místa vzniku:
 - Sinusová
 - Supraventrikulární
 - Ventrikulární

Projevy arytmií jsou rozmanité a v některých případech se mohou projevit náhlým úmrtím. Jde v podstatě o nepravidelnosti srdečního tepu narušující normální funkčnost. Tepová frekvence u zdravého jedince se pohybuje okolo 70–80 tepů za minutu.

2. Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je jednou z diagnostických metod, jejímž prostřednictvím se snímá a zaznamenává informace a šíření elektrického vzruchu srdeční svalovinou. Patří mezi základní vyšetřovací metodu v kardiologii, kde se označuje pod zkratkou EKG. Pomáhá nám zjistit poruchy srdeční aktivity (arytmie), ischemické změny a kontrolovat účinnost kardiofarmak. Záznam se provádí prostřednictvím elektrokardiografu a samotné snímání napětí je prováděno z těla pacienta pomocí elektrod umístěných na hrudníku a končetinách zapojených dle standardizovaných schémat. Výsledný záznam, kardiogram, je uveden na Obrázku 5. [4]

Záznam elektrokardiogramu je snímán rychlostí posunu 25 mm/s (1 mm = 40 ms) a voltáž je nastavena na 10 mm = 1 mV. Tyto parametry je třeba zkontrolovat před hodnocením EKG křivky. Pro ověření detailu na záznamu zvýšíme rychlost na 50 až 100 mm/s, a při potřebě zachytit co nejdelší záznam zpomalíme rychlost na 10 mm/s. [10]

2.1 EKG svody

Snímání elektrické aktivity srdce lze provádět hned několika způsoby. Nejčastěji používáme neinvazivní snímání z povrchu těla, ale existují i elektrody pro snímání v jícnu či nitrosrdčně, pomocí speciálních katetrů.

Princip EKG snímání spočívá ve vhodném umístění elektrod na povrchu kůže pacienta v oblasti hrudníku a břicha. Ke snížení přechodového odporu a k přeměně iontové vodivosti na elektrickou se mezi tělem a elektrodou zavádí speciální vodivé gely (solné roztoky). V dnešní době jsou používány především balónkové a samolepící elektrody, které již vodivý gel obsahují. [4]

K zachycení elektrických projevů srdce se využívá standardizovaného uspořádání elektrod. Klinická praxe používá dvanácti svodů, vznikajících zapojením devíti měřicích elektrod. Způsob měření a umístění elektrod dělíme do tří skupin dle autorů.

- Einthovenovy bipolární končetinové svody (I, II, III)
- Goldbergerovy unipolární končetinové svody (aVR, aVL, aVF)
- Wilsonovy unipolární hrudní svody (V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 , V_6)

2.1.1 Einthovenovy svody

Jedná se o končetinové svody. Tyto bipolární končetinové svody měří rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Vzniklé svody jsou označovány římskými číslicemi I, II, III. Pro snímání se využívá tří elektrod, které jsou umístěny na distální části pravého bérce a distálních částech předloktí pacienta, čímž vznikne pomyslný rovnostranný trojúhelník. Vrcholy vytvořeného trojúhelníku budou představovat elektrody a snímány jsou bipolárně tři svody, tzn. vždy dvě elektrody vůči sobě. Jednotlivé elektrody mají své standardizované barevné označení, rovněž je lze označit písmeny, viz Tabulka 1. [4, 12]

Tabulka 1 Einthovenovy svody

Umístění	Barva	Označení
Pravé předloktí	červená	R (right), RA(right arm)
Levé předloktí	žlutá	L (left), LA (left arm)
Pravý bérce	černá	N (neutral), RL (right leg)
Levý bérce	zelená	F (foot), LL (left leg)

Svod I: Hodnota je měřena rozdílem potenciálů snímaných z elektrod horních končetin (L, R).

Výpočet napětí lze provést pomocí následujícího vzorce: [20]

$$V_I = \Phi_L - \Phi_R \quad (1)$$

V_I – napětí na svodech

Φ_L – potenciál na elektrodě L

Φ_R – potenciál na elektrodě R

Svod II: Hodnota je měřena rozdílem potenciálů snímaných z elektrod levé dolní a pravé horní končetiny (F, R). Výpočet napětí lze provést pomocí následujícího vzorce: [20]

$$V_{II} = \Phi_F - \Phi_R \quad (2)$$

V_{II} – napětí na svodech

Φ_F – potenciál na elektrodě F

Φ_R – potenciál na elektrodě R

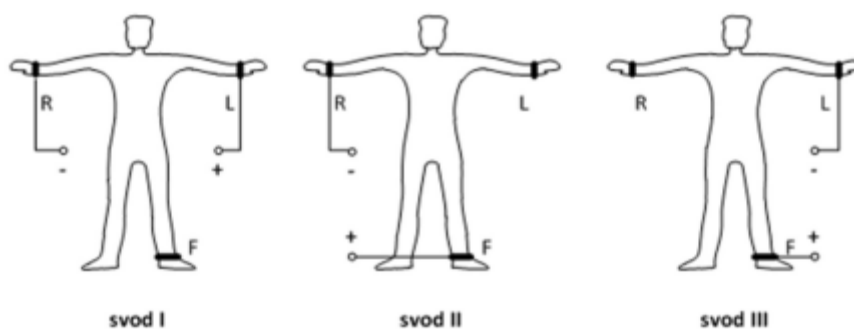
Svod III: Hodnota je měřena rozdílem potenciálů snímaných z elektrod levé dolní a levé horní končetiny (F, L). Výpočet napětí lze provést pomocí následujícího vzorce: [20]

$$V_{III} = \Phi_F - \Phi_L \quad (3)$$

V_{III} – napětí na svodech

Φ_F – potenciál na elektrodě F

Φ_L – potenciál na elektrodě L



Obrázek 2 Bipolární končetinové svody podle Einthovena [4]

2.1.2 Goldbergerovy svody

Jedná se o unipolární zvětšené končetinové svody, které jsou zesílené z důvodu, že snímání EKG podle Einthovena vykazuje nízkou úroveň signálu. Svod z jedné končetiny je snímán proti zbývajícím dvěma spojeným svodům, čímž je možné dostat Goldbergerovy svody aVR (pravá ruka x střed nohy a levé ruky), aVL (levá ruka x střed nohy a pravé ruky), aVF (levá ruka x střed nohy a pravé ruky), viz Obrázek 3. Předpona „a“ v označení svodů značí v tomto případě zesílení – augmented voltage. Je zde dosaženo zvětšení amplitudy o 50 %. [4, 14]

Výpočet napětí jednotlivých Goldbergerových svodů lze provést pomocí následujících vzorců: [20]

$$aV_R = \Phi_R - \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2} = \frac{2 \cdot \Phi_R - \Phi_L - \Phi_F}{2} \quad (4)$$

$$aV_L = \Phi_L - \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2} = \frac{2 \cdot \Phi_L - \Phi_R - \Phi_F}{2} \quad (5)$$

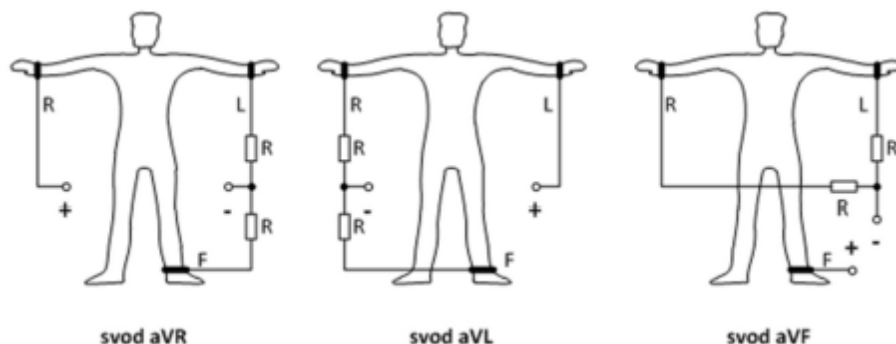
$$aV_F = \Phi_F - \frac{\Phi_L + \Phi_R}{2} = \frac{2 \cdot \Phi_F - \Phi_L - \Phi_R}{2} \quad (6)$$

V – napětí na svodech

Φ_F – potenciál na elektrodě F

Φ_R – potenciál na elektrodě R

Φ_L – potenciál na elektrodě L



Obrázek 3 Unipolární končetinové svody podle Goldbergera [4]

2.1.3 Wilsonovy svody

Wilsonovy svody jsou unipolární hrudní svody, označované V_1 - V_6 , které sledují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Tyto svody tvoří šest elektrod, jež jsou umístěny na standardizovaných místech hrudníku pacienta od středu (os sternum) k levému boku (střední axilární čára) v mírném oblouku.

U předešlých EKG svodů lze například poznat, zda člověk prodělal infarkt, ale nelze přesně určit na kterém místě srdce. Jsou zde snímány potenciály z různých částí srdce prekordia: V_1 - V_2 z pravého prekordia, V_5 - V_6 z levého prekordia. Elektrody jsou na hrudníku pacienta umístěny následovně: [4, 15]

Tabulka 2 Umístění Wilsonových svodů

Název	Umístění
V ₁	4. mezižebří, pasternárně vpravo
V ₂	4. mezižebří, pasternárně vlevo
V ₃	mezi V ₂ a V ₄
V ₄	5. mezižebří, levá medioklavikulární čára
V ₅	5. mezižebří, levá přední axilární čára
V ₆	5. mezižebří, levá střední axilární čára

Měření je prováděno unipolárně vzhledem k Wilsonově centrální svorce (WCT, CT), viz Obrázek 4, což značí aritmetický průměr tří končetinových elektrod. Referenční svorka je tvořena spojením každé ze tří končetinových svorek přes odpor 5 kΩ. [4]

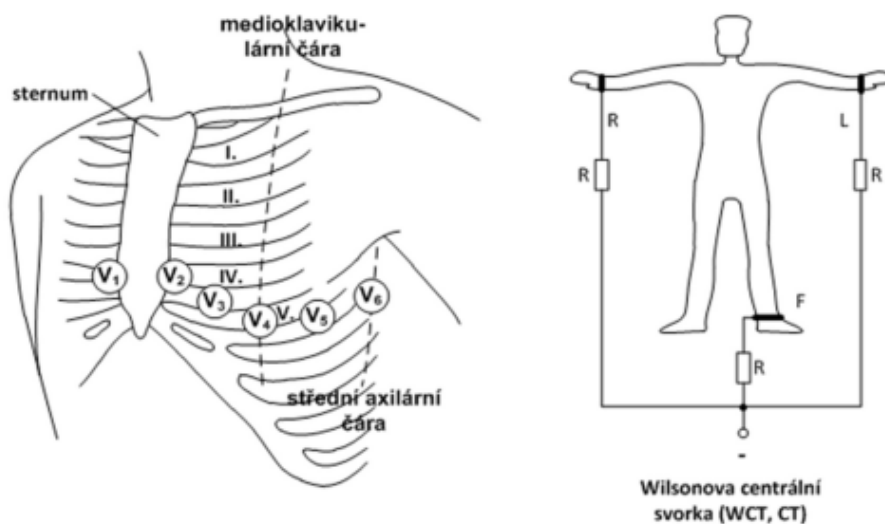
$$V_{WCT} = \frac{\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F}{3} \quad (7)$$

V_{WCT} – napětí na Wilsonově svorce

Φ_F – potenciál na elektrodě F

Φ_R – potenciál na elektrodě R

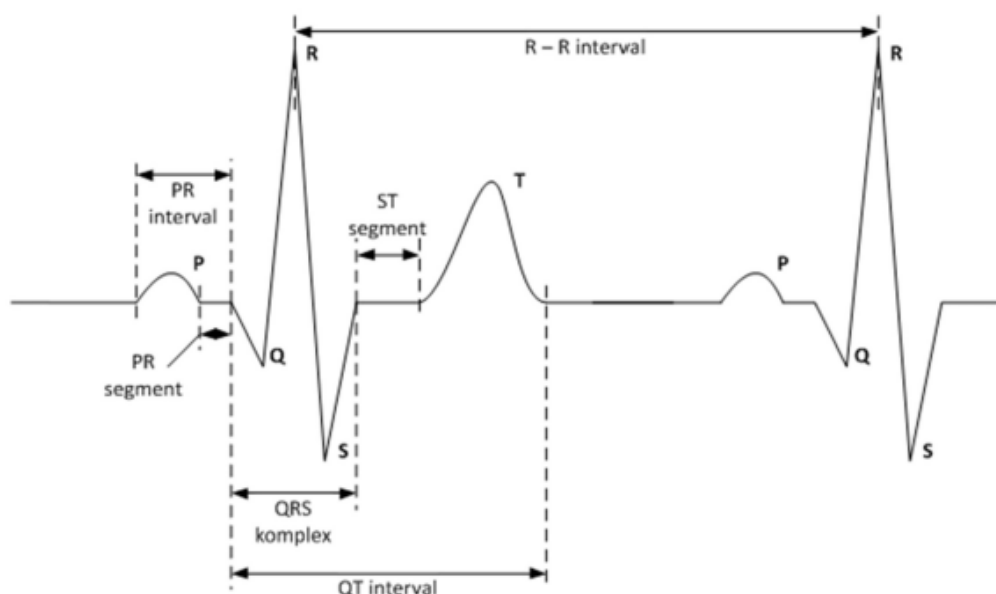
Φ_L – potenciál na elektrodě L



Obrázek 4 Unipolární Wilsonovy svody [4]

2.2 Význam EKG křivky

Záznam elektrokardiogramu začíná vlnou P, jež vzniká depolarizací předsíní neboli také počínající kontrakcí. Komplex QRS je zaznamenáván při kontrakci komor, který má obvykle nejvýraznější amplitudy při fyziologickém projevu srdce. Během tohoto komplexu není možno rozpoznat předešlou repolarizaci předsíní, neboť nabývá nižších hodnot amplitud, a je zastíněn silnější amplitudou QRS komplexu. Následná vlna T představuje repolarizaci komor, po které opět následuje vlna P. [4, 9]

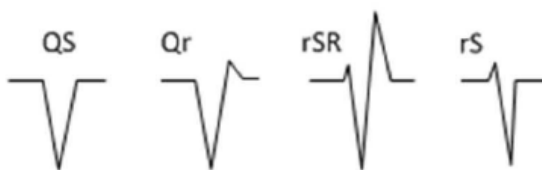


Obrázek 5 EKG křivka [4]

Na výše uvedeném obrázku, viz Obrázek 5, je znázorněná EKG křivka, na níž jsou znázorněny její základní parametry. Jedná se o vlny P, T, U (u mladých lidí, sportovců), kmity Q, R, S, intervaly PQ, PR, QR a úsek ST. Jejich významy budou uvedeny dále. [4]

- **Vlna P** – vzniká depolarizací pravé a levé síně. Obvykle nabývá kulovitěho tvaru, její výška je maximálně 2,5 mm (0,25 mV) a netrvá déle než 0,1 s. Za normálních okolností je tato vlna pozitivní v I, II, aVF, V₂ – V₆ a negativní v aVR. Nejlépe lze vlnu P vidět ve svodu V₂, kde je nejčastěji hodnocena.
- **Vlna T** – je projevem repolarizace komorového myokardu. Normálně bývá ve všech svodech pozitivní a ve svodech III, aVR, V₁, V₂ může být negativní. Vlna T trvá 0,2 s a nabývá výšky 2 – 8 mm.
- **Vlna U** – je projevem depolarizace komor a je patrná jen na některých EKG. Bývá patrná na svodech II, aVL, V₂ – V₄. Vždy bývá menší než vlna T, nepřesahuje výšku 0,5 - 1 mm. Výskyt vlny U je za fyziologických podmínek měřitelná u mladých lidí nebo sportovců.
- **Kmit Q** – jedná se o první negativní kmit komorového komplexu, který vyjadřuje depolarizaci septa a papilárních svalů. Normální kmit Q je široký do 0,03 s a hluboký 3 mm.
- **Kmit R** – je vždy pozitivní následující po kmitu Q. V hrudních svodech se kmit R postupně zvyšuje směrem do levého prekordia (od V₁ po V₅). Ve svodu V₆ je velikost kmity R často již mírně menší než ve svodu V₅. Normální velikost kmity R je v končetinových svodech do 10 mm a v hrudních svodech (V₅, V₆) do 25 mm.

- **Kmit S** – je druhý negativní kmit komorového komplexu následující po kmitu R. Kmit S oproti kmitu R snižuje velikost od V_1 k V_{5-6} .
- **Interval PQ** – jde o interval od začátku vlny P po začátek QRS komplexu (kmitů Q nebo R). Je projevem vedení vzruchu od sinového uzlu až k pracovnímu myokardu komor. Normální hodnoty intervalu jsou 0,12 – 0,20 s.
- **Interval QT** – představuje časový úsek, který začíná kmitem Q a končí koncem vlny T. Při zvyšující se srdeční frekvenci se interval zkracuje a naopak. Hodnota QT se pohybuje okolo 0,34 – 0,42 s a s přibývajícím věkem se prodlužuje.
- **Úsek ST** – jedná se o časový úsek mezi depolarizací a repolarizací komor. Podstatou úseku ST je repolarizace komor.
- **Komplex QRS** – komorový komplex se skládá z depolarizační části a části repolarizační, kterou tvoří úsek ST a vlna T. V komorovém komplexu QRS jsou označovány kmity Q a S jako kmity negativní a kmit R vždy jako pozitivní. Pro vyjádření velikosti příslušného kmity se používá velkého nebo malého písmene (R, r), viz Obrázek 6. Velikost písmen je zvolen podle kmity vyššího nebo nižšího než 0,5 mV. Délka celého QRS komplexu trvá 0,006-0,1 s. [4, 11]



Obrázek 6 Označování komorového komplexu podle velikosti [4]

2.2.1 Artefakty EKG signálu

Během snímání jsou společně se záznamem EKG snímány i nežádoucí jevy, které signál ruší. Tyto jevy jsou označovány jako artefakty a mohou napodobovat prakticky každou ze srdečních arytmií a vést ke špatné diagnóze. Jsou způsobovány řadou příčin technického nebo biologického charakteru. Mezi nejčastější artefakty patří:

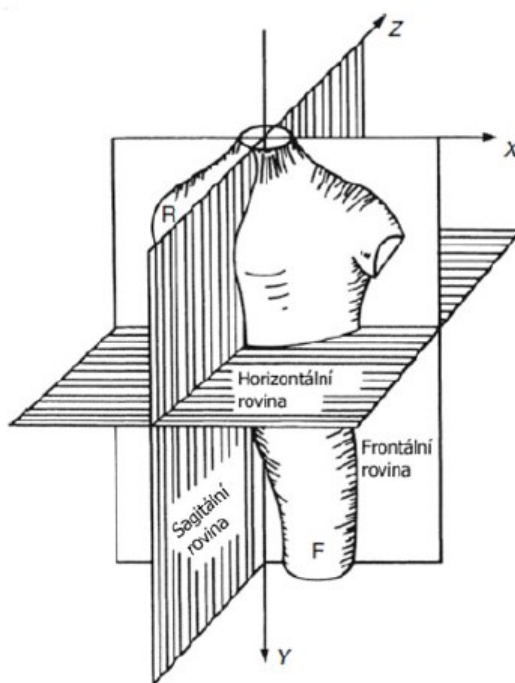
- kolísání základní izoelektrické linie
- dýchání pacienta
- síťové rušení (50 Hz)
- pohyby pacienta
- elektrochemické děje na rozhraní kůže/elektroda
- myopotenciály (zátěžové EKG)

Většina artefaktů lze jasně identifikovat podle svého charakteristického vzhledu. K odstranění či eliminaci artefaktů je zapotřebí klinika se znalostmi týkajícími se jejich různých druhů. V měřicích obvodech se rovněž zavádí příslušná filtrace k odstranění např. síťového rušení 50 Hz. [16]

3. Vektorkardiografie

Vektorkardiografie je diagnostická metoda, která se zabývá prostorovým záznamem elektrických projevů srdce. Jedná se o jinou formu záznamu elektrických projevů srdce snímaných z povrchu těla. Svodový systém je pravoúhlý, tudíž lépe odpovídá zobrazení elektrického pole srdce v trojrozměrném prostoru. Cílem vektorkardiografie je získat průmět změn okamžitého vektoru do tří navzájem kolmých anatomických rovin. [20]

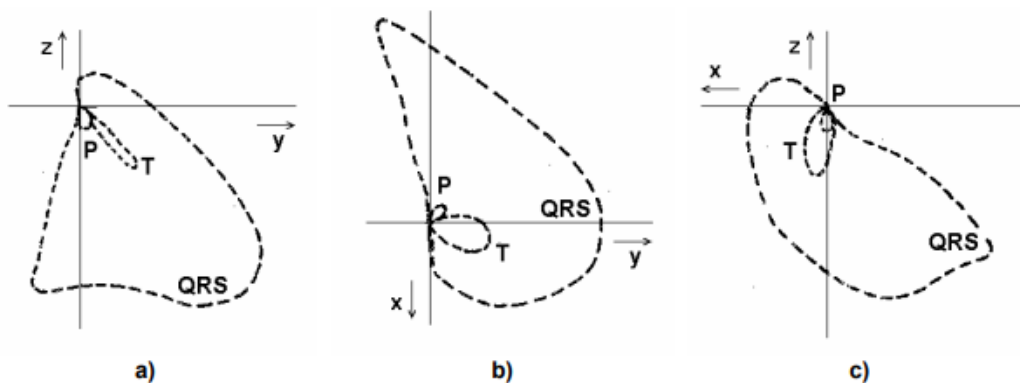
- frontální rovina – dělí tělo na přední a zadní část
- sagitální rovina – dělí tělo na pravou a levou část
- horizontální rovina – dělí tělo na horní a dolní část



Obrázek 7 Vztah mezi anatomickými rovinami [19]

Z fyzikálního hlediska je tato forma záznamu logičtější, neboť svodový systém je pravoúhlý, tudíž lépe odpovídá zobrazení elektrického pole srdce v trojrozměrném poli, což je pro výzkumnou analýzu elektrických projevů srdce často přínosnější. Na druhou stranu neumožňuje analýzu poruch srdečního rytmu, což je jeden z důvodů, proč se v praktické kardiologii tato metoda příliš nerozšířila. [8]

Průměty vektorů napětí mají charakter uzavřených vektorkardiografických smyček. Při sledování pohybu okamžitého elektrického sumačního vektoru v prostoru a čase dostaneme trojici smyček, odpovídajících vlně P, komplexu QRS, a vlně T. Výsledné zobrazení se nazývá vektorkardiogram. [20]

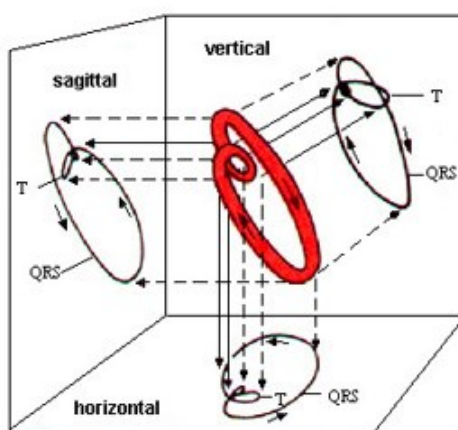


Obrázek 8 Vektorkardiografické smyčky v rovině - a) frontální; b) transverzální; c) sagitální [21]

Aby bylo možné získat úplnou prostorovou představu o srdečním elektrickém poli, je zapotřebí vektorkardiogram vyhodnotit ve třech na sebe kolmých anatomických rovinách – frontální, transverzální a sagitální. Pro měření se používají bipolární elektrody tvořící tři na sebe kolmé svody:

- vertikální (jedna elektroda na krku, druhá na levé noze)
- horizontální (jedna elektroda ve střední klavikulární čáře vpravo ve 4. mezižebří, druhá ve stejné výši ve střední klavikulární čáře vlevo)
- předozadní (jedna elektroda nad sternem ve 4. mezižebří, druhá elektroda ve stejné výši nad páteří) [8]

V záznamu nebývá smyčka P, která představuje depolarizaci síní, mnohdy zřetelná a je nutno ji zvětšovat. Smyčka QRS komplexu (depolarizace komor) má za fyziologického stavu tvar ovoidu. Delší osa smyčky QRS komplexu sleduje prostorové uložení elektrické osy srdeční. Smyčka vlny T se svým tvarem podobá tvaru smyčky QRS komplexu a nabývá menších hodnot. Smyčky ve vektorkardiogramu rotují v čase proti směru hodinových ručiček. Za patologických stavů se směr a rychlost rotace smyček mění. U určitých patologií se může stát, že smyčky nebudou uzavřeny. [20, 22]



Obrázek 9 Projekce VKG smyček do tří rovin [22]

Vektorkardiogram i elektrokardiogram zaznamenávají totožnou informaci, avšak jejich výsledné zobrazení se liší. V klinické praxi se dnes převážně používá klasický záznam elektrokardiogramu, který v jistých případech nemusí být dostačující při přesné lokalizaci některých srdečních chorob. Pro měření elektrické aktivity srdce jsou také důležitá trojrozměrná sledování, jež umožňují ortogonální svodové systémy.

3.1 Frankův svodový systém

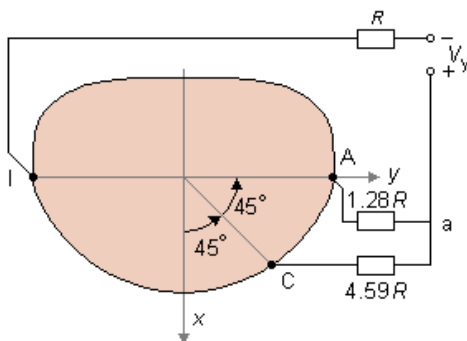
Frankův svodový systém je založený na principu měření tří dipólových složek pomocí sedmi elektrod tak, aby došlo k co největšímu snížení chyby měření způsobené především nehomogenitou vnitřního prostředí, umístěním srdce a tvarem hrudníku. Korigovaný svodový systém využívá pěti elektrod umístěných v horizontální rovině, která protíná hrudník na úrovni ekvivalentního dipólu. Jedná se o elektrody A, E, I, M a C v následujícím umístění:

- elektroda A – na levé straně
- elektroda E – na přední straně
- elektroda I – na pravé straně
- elektroda M – na zadní straně
- elektroda C – mezi elektrodou A a E z důvodu blízkosti srdce

Rovněž byly doplněny elektrody H – na krku, a F – na noze. Signály ze všech sedmi elektrod jsou vyvážené odporovou sítí. To má za následek, že dávají správné dipólové složky v různých mezích nezávislých na lokalizaci zdroje. [20]

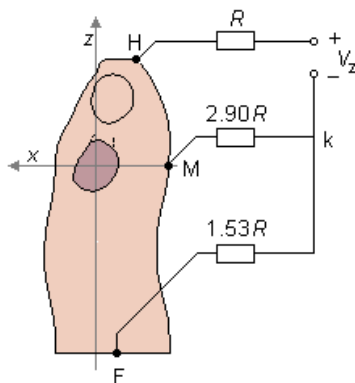
3.1.1 Svodové vektory

Pravolevý vektor (vektor – y), viz Obrázek 10, svou konstrukcí patří k těm nejjednodušším a snadno pochopitelným. Srdeční dipól je získán ze tří elektrod A, C, I a svodový vektor je orientovaný s osou y spojující obě axiální oblasti.



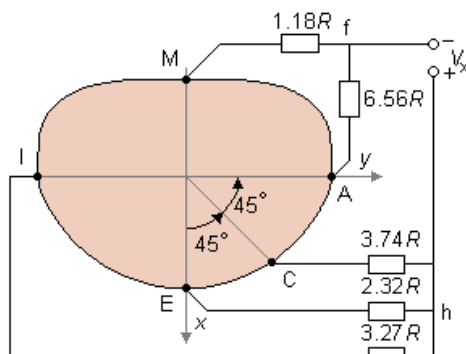
Obrázek 10 Svodový vektor – y [20]

Svislý vektor (vektor – z), viz Obrázek 11, je získán ze tří elektrod H, M a F. Velikost signálu v tomto svodu ovlivňuje velikost všech ostatních signálů z důvodu jeho nejmenší velikosti. Signál tohoto vektoru proporcionálně zmenšuje ostatní vektory.



Obrázek 11 Svodový vektor – z [20]

Předozadní vektor (vektor – x), viz Obrázek 12, je získán ze všech pěti elektrod (A, C, E, I, M) transverzální roviny a je orientovaný s osou x. [20]



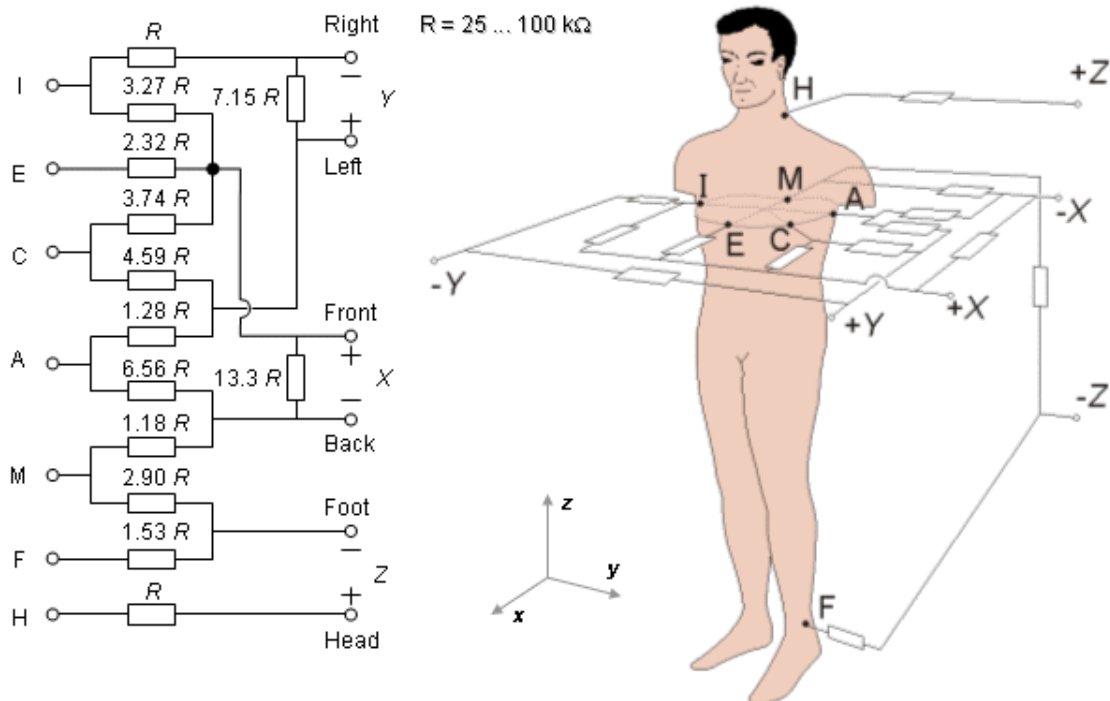
Obrázek 12 Svodový vektor – x [20]

3.1.2 Svodová matice

Ze všech tří svodových vektorů, které tvoří normalizovaný ortogonální systém svodů, se určí matice svodů doplněním o příslušné odpory ($13,3 R$ a $7,15 R$). Tyto odpory jsou zapojeny mezi svody X a Y, jejichž cílem je zmírnit tyto signály na stejnou úroveň jakou má složka Z, abychom docílili ortogonalit.

Odpor připojený ke každému vedoucímu páru odporové sítě je shodný. Tato skutečnost má za následek symetrickou zátěž a absolutní hodnota matice svodů odporů může být určena, jakmile je zadána hodnota R . Doporučená hodnota R je nejméně $25 \text{ k}\Omega$, preferovaná je však $100 \text{ k}\Omega$.

V současné době jsou svodové signály detekovány pomocí předzesilovače s vysokou impedancí a funkce svodové matice se provádí pomocí operačních zesilovačů nebo digitálně. [20]



Obrázek 13 Frankův svodový systém (vpravo - odporová síť, vlevo - označení elektrod a jejich anatomická poloha) [20]

Napětí z jednotlivých elektrod umístěných na pacientovi jsou převedena na odporovou síť, ze které jsou odvozeny signály svodů U_X , U_Y , U_Z . Ve Frankovém svodovém systému pak platí následující vztahy:

$$U_X = 0,610 \cdot A + 0,171 \cdot C - 0,781 \cdot I \quad (8)$$

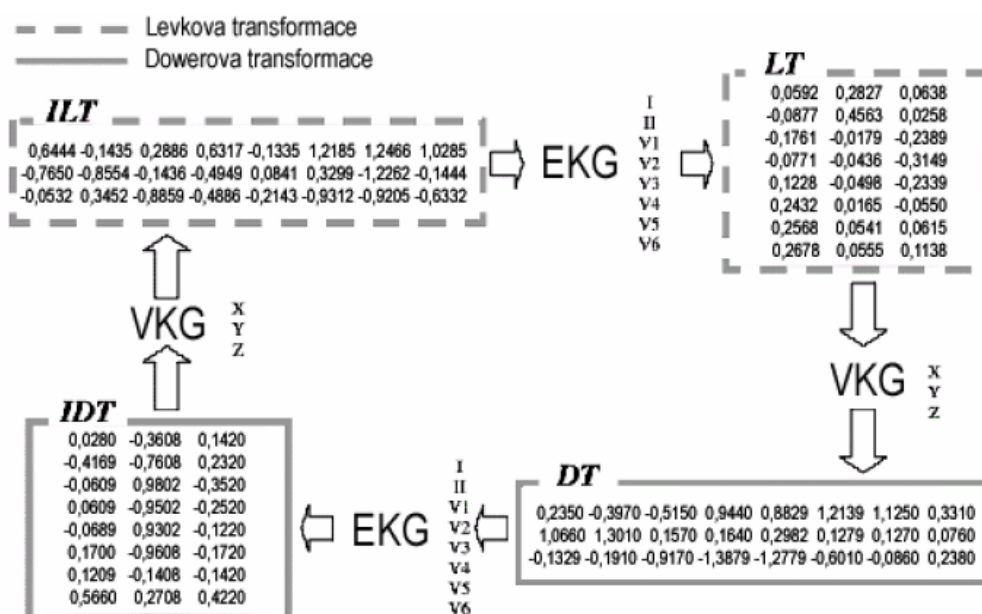
$$U_Y = 0,655 \cdot F + 0,345 \cdot M - 1,000 \cdot H \quad (9)$$

$$U_Z = 0,133 \cdot A + 0,736 \cdot M - 0,264 \cdot I - 0,374 \cdot E - 0,231 \cdot C \quad (10)$$

kde A, C, E, F, H, I a M jsou potenciály na příslušných svorkách. [20]

3.2 Přepočet EKG na VKG

Pro přepočet elektrické aktivity srdce EKG a VKG lze použít Levkovou a Dowerovou transformaci. Tímto způsobem lze pomocí signálů získaných z I. a II. Einthovenova svodu a šesti hrudních svodů provádět transformace na trojrozměrné zobrazení. Koeficienty v matici vycházejí z mapování potenciálů hrudníku pomocí 256 - elektrodového svodového systému.

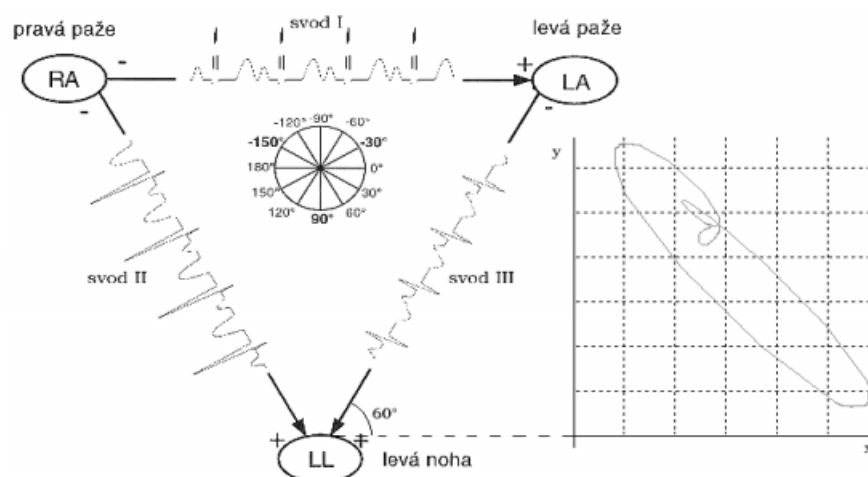


Obrázek 14 Převod signálu EKG a VKG pomocí Levkové a Dowerové transformace [23]

Převod EKG signálu na VKG lze realizovat pomocí vztahů goniometrických funkcí s použitím tří Einthovenových svodů, viz Obrázek 15. Pro souřadnice VKG pak následně platí: [23, 24]

$$x = I + II \cdot \cos(120^\circ) + III \cdot \cos(60^\circ) \quad (11)$$

$$y = I \cdot \tan(60^\circ) + II \cdot \sin(120^\circ) + III \cdot \sin(60^\circ) \quad (12)$$



Obrázek 15 Převod signálu EKG na VKG za použitím goniometrických funkcí [24]

Transformace klasického 12ti svodového EKG na VKG je realizována matematickými metodami násobením dvou matic. První matice je tvořena osmi řádky reprezentující svody $V_1 - V_6$, I, II a druhá transformační maticí, která je dána příslušnou metodou. Každému řádku přísluší jeden z EKG svodů ($V_1 - V_6$, I, II). Výsledná matice je tvořena třemi řádky, které představují hodnoty VKG svodů x, y a z.

3.2.1 Kvazi ortogonální Korsova metoda

Předpokladem, na kterém tato metoda staví je, že svod X je do jisté míry analogický svodu V_6 a svod Y analogický svodu II. Záporná polovina svodu V_2 je zčásti podobná svodu Z. Všechny vstupní svody mají tedy koeficienty rovny nule vyjma tří zvolených svodů analogických ortogonálním svodům. Korsova metoda je dána těmito rovnicemi:

$$X = V_6 \quad (13)$$

$$X = II \quad (14)$$

$$Z = -0,5 \cdot V_2 \quad (15)$$

3.2.2 Korsova regresní metoda

Tuto metodu řadíme mezi statistické metody, kde Kors využil matematické regrese. Koeficienty pro regresní metodu byly odvozeny matematicky při současném měření EKG a VKG, a právě pomocí těchto koeficientů je umožněna transformace EKG do VKG. Při transformaci se násobí matice EKG svodů s maticí regresních koeficientů, viz Tabulka 3.

Tabulka 3 Koeficienty Korsovy regresní metody

	X	Y	Z
V1	-0,13	0,06	-0,43
V2	0,05	-0,02	-0,06
V3	-0,01	-0,05	-0,14
V4	0,14	0,06	-0,2
V5	0,06	-0,17	-0,11
V6	0,54	0,13	0,31
I	0,38	-0,07	0,11
II	-0,07	0,93	-0,23

3.2.3 Inverzní Dowerova transformace

Základem této metody je využití matematické pseudoinverze Dowerovy metody odvození EKG z VKG. Ortogonální svody X, Y a Z jsou určeny lineární kombinací 8 svodů a transformační koeficienty představuje Tabulka 4.

Tabulka 4 Koeficienty inverzní Dowerové transformace

	X	Y	Z
V1	-0,172	0,057	-0,229
V2	-0,074	-0,019	-0,31
V3	0,122	-0,106	-0,246
V4	0,231	-0,022	-0,063
V5	0,239	0,041	0,055
V6	0,194	0,048	0,108
I	0,156	-0,227	0,022
II	-0,01	0,887	0,102

3.2.4 Metoda QLSV

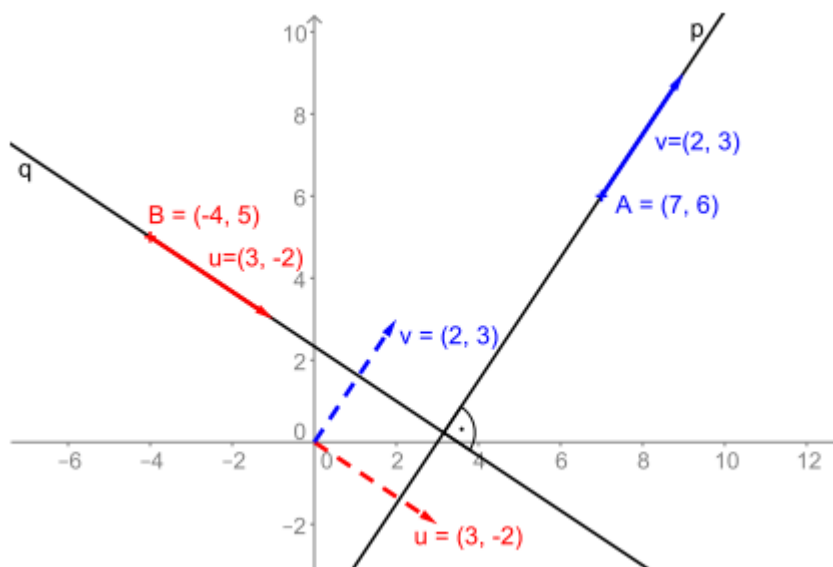
Z anglického překladu Least-square value, neboli metoda nejmenších čtverců. Základem této metody, při níž se minimalizuje střední kvadratická chyba zaměřená na QRS komplex, je regresivní přístup. Ze středních kvadratických chyb byla opět odvozena transformační matice, viz Tabulka 5. [30]

Tabulka 5 Koeficienty pro metodu QLSV

	X	Y	Z
V1	-0,147	0,023	-0,184
V2	-0,058	-0,085	-0,163
V3	0,037	-0,003	-0,190
V4	0,139	0,033	-0,119
V5	0,232	0,060	-0,023
V6	0,226	0,104	0,043
I	0,199	-0,146	0,085
II	-0,018	0,503	-0,130

4. Ortogonální a ortonormální vektory

Pojmy *ortogonální* a *ortonormální* vektory je třeba nejdříve definovat jako dvojici vektorů. Z parametrických rovnic přímky q , viz Obrázek 16, vyplývá, že tato přímka je určena bodem $B = [-4, 5]$ a směrovým vektorem $\vec{u} = (3, -2)$. Má-li být přímka p kolmá k přímce q , je zřejmé, že každý směrový vektor \vec{v} přímky p je kolmý k vektoru \vec{u} . Je proto potřeba najít jeden nenulový vektor $\vec{v} = (v_1, v_2)$, který splňuje rovnost vektorů $\vec{u} \cdot \vec{v} = 0$. Jeho souřadnice jsou tedy řešením rovnice $3 \cdot v_1 - 2 \cdot v_2 = 0$. Z nekonečně mnoha řešení vybereme jedno konkrétní, např. $(v_1, v_2) = (2, 3)$. Hledaná přímka p má tedy parametrické rovnice $p : x = 7 + 2t, y = 6 + 3t; t \in R$.



Obrázek 16 Přímka p jdoucí bodem A kolmo k přímce q [25]

Dvojice ortogonálních a ortonormálních vektorů, konkrétně dva vektory $\vec{u}, \vec{v} \in V_n$ jsou *ortogonální* právě tehdy, je-li jejich skalární součin roven nule

$$\vec{u} \cdot \vec{v} = 0.$$

Jsou-li navíc vektory jednotkové, tzn. $|\vec{u}| = |\vec{v}| = 1$, jsou tyto vektory nazývány *ortonormální*.

Je-li uvažován Euklidovský skalární součin je vektor $\vec{u} = (u_1, u_2, u_3)$ jednotkový právě tehdy, je-li splněna podmínka $|\vec{u}| = \sqrt{u_1^2 + u_2^2 + u_3^2} = 1$, kterou lze po umocnění obou stran druhou mocninou vyjádřit ve tvaru $u_1^2 + u_2^2 + u_3^2 = 1$.

O vektorech $\vec{u} = (u_1, u_2, u_3)$, $\vec{v} = (v_1, v_2, v_3)$ je možno říci, že jsou *ortonormální* právě tehdy, platí-li současně

$$\begin{aligned} u_1 v_1 + u_2 v_2 + u_3 v_3 &= 0, \\ u_1^2 + u_2^2 + u_3^2 &= 1, \\ v_1^2 + v_2^2 + v_3^2 &= 1. \end{aligned}$$

Vektory $\vec{u}_1, \vec{u}_2, \dots, \vec{u}_k \in V_n$ jsou *ortogonální* právě tehdy, když $\vec{u}_i \cdot \vec{u}_j = 0$, pro všechna $i, j = 1, 2, \dots, k; i \neq j$.

Jsou-li navíc jednotkové, tzn. $|\vec{u}_i| = 1$, pro všechna $i, j = 1, 2, \dots, k$, nazýváme je *ortonormální*. [25, 26]

4.1 Ortogonální svodové systémy

Ortogonalní svodové systémy vytvářejí obraz elektrokardiografického pole srdce za pomoci signálů, které jsou definované v třidimenzionální pravoúhlé souřadnicové soustavě. Napětí, která jsou měřena na osách ortogonálního souřadnicového systému proti nulové svorce lze vyjádřit následujícími vztahy:

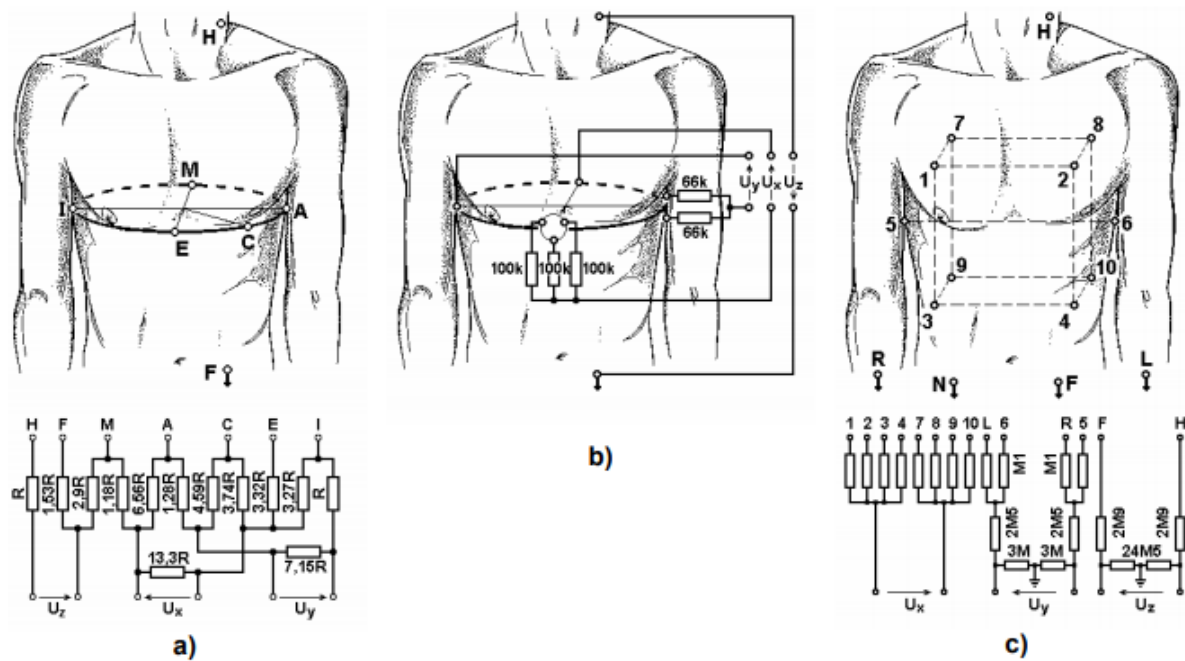
$$U_x = \frac{j \cdot \omega \cdot m}{4 \cdot \pi \cdot \sigma \cdot x^2} \cdot \cos \vartheta_x = \overline{m} \cdot \overline{f_x} \quad (16)$$

$$U_y = \frac{j \cdot \omega \cdot m}{4 \cdot \pi \cdot \sigma \cdot y^2} \cdot \cos \vartheta_y = \overline{m} \cdot \overline{f_y} \quad (17)$$

$$U_z = \frac{j \cdot \omega \cdot m}{4 \cdot \pi \cdot \sigma \cdot z^2} \cdot \cos \vartheta_z = \overline{m} \cdot \overline{f_z} \quad (18)$$

kde jednotlivé kosiny mají význam směrových kosinů vektoru momentu \overline{m} a jednotlivé svodové vektory $\overline{f_x}$, $\overline{f_y}$ a $\overline{f_z}$ se liší jen velikostmi souřadnic x, y a z. Kdyby byly tyto souřadnice totožné, změřená napětí by byla úměrná průmětům momentu náhradního dipólu do směru souřadnicových os, avšak tvar hrudníku takovou volbu pozic elektrod vylučuje.

Dalším problémem při konstrukci ortogonálního svodového systému je malá vzdálenost snímacích elektrod od generátoru elektrického pole, a s tím souvisí vliv pohybu zdroje v hrudníku. Tento problém je možné řešit zvětšením účinné plochy elektrod, např. vytvořením jednoho svodu váhovým zprůměrněním signálů z multielektrodového pole. Nejvíce rozšířený ortogonální svodový systém v humánní elektrokardiografii je Frankův svodový systém, méně rozšířené svodové systémy jsou např. McFee či SVEC III. [21]



Obrázek 17 Ortogonální svodové systémy - a) Frankův; b) McFee; c) SVEC III [21]

5. Návrh metody pro přepočet více svodového EKG do vektokardiografických průmětů.

Tato práce se zabývá analýzou 12ti svodového EKG záznamu společně s ortogonálními svody a jejich následnému zpracování.

5.1 Popis dat

Pro praktické zpracování byla vybrána data se záznamy EKG signálů z databáze „PhysioBank“. Národní metrologický institut v Německu PTB poskytuje pro uživatele serveru PhysioNet EKG databázi, kde je dostupná široká škála EKG záznamů. Z tohoto serveru byla vybrána databáze s názvem „The PTB Diagnostic ECG Database“, kde každý EKG záznam obsahuje 15 současně měřených signálů, které jsou získány z 12ti svodového systému (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V₁-V₆), a zároveň z Frankova svodového systému (vx, vy, vz). Jednotlivé záznamy jsou digitalizovány s vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Ke každému EKG záznamu je rovněž přiložen hlavičkový soubor (.hea), který obsahuje informace o pacientovi – věk, pohlaví, diagnóza, případná léčba atd.



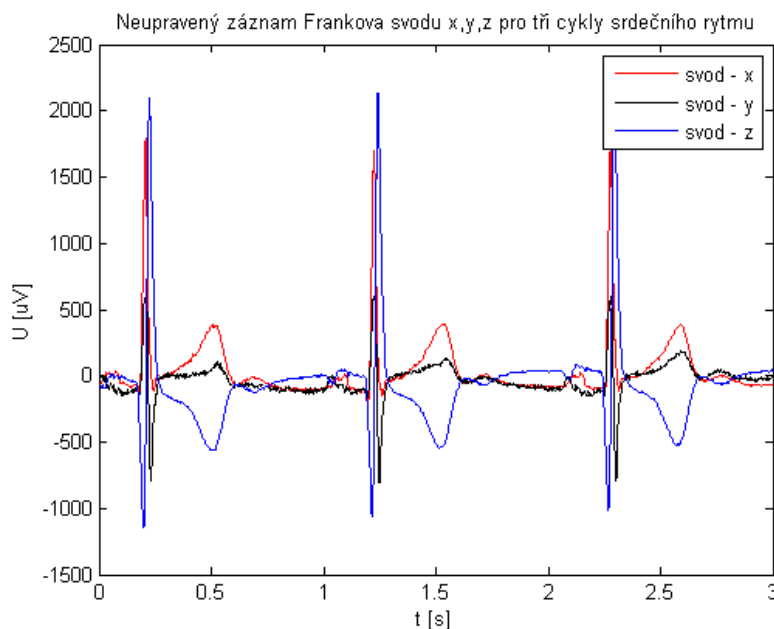
Obrázek 18 Grafické zobrazení dat z databáze PhysioBank [31]

5.2 Zpracování dat

Pro vyhodnocení a zpracování dat byl použit program MATLAB (verze 8.3.0.532). Jedná se o programové prostředí pro vědeckotechnické výpočty, simulace, modelování, analýzu, měření a zpracování signálů aj. Všechny signály v MATLABu jsou signály číslicovými, jelikož se vždy jedná o množinu čísel a programový systém je orientován maticově.

Data získána z databáze PhysioBank jsou dostupná ve formátu „číslo_pacienta.dat“ a tento typ souboru není v MATLABu přímo zpracovatelný. Je tedy nutné data převést do zpracovatelného formátu. Databáze PhysioNet má k dispozici online program s názvem Physiobank ATM pro převod dat do jiných typů souborů. V našem případě byla data převedena do formátu s názvem „číslo_pacienta.mat“.

Vybraná databáze obsahuje celkově záznamy od 268 pacientů s různými diagnózami. Nejčastější diagnóza byla infarkt myokardu, který se nacházel u 148 případů. Dalšími diagnózami jsou např. selhání srdce, poruchy srdečního tepu (tachykardie, bradykardie), myokardická hypertrofie, blokáda Tawarova raménka aj. Pro další vyhodnocování jsou důležité především kardiologické záznamy bez patologie – označované jako „healthy controls“, v celkovém množství 52 záznamů. Bohužel databáze je u některých pacientů nedostatečně popsána a v některých případech chyběl popis úplně. Po výběru vhodného záznamu byla tyto data nahraná do softwaru MATLAB a následně upravována.



Obrázek 19 Neupravená načtená data pro Frankovy svody

5.3 Úprava dat

S načtenými daty v MATLABu nelze ještě přímo pracovat, jelikož jsou signály zkreslené různými druhy šumu a artefakty, proto je dobré vyjmenovat nejčastější rušivé složky objevující se v naměřených elektrokardiografických záznamech, kdy tyto je třeba odstranit:

- Kolísání nulové linie signálu (drift) – toto kolísání je způsobeno např. pomalými pohyby pacienta, dýcháním, elektrochemickými ději na rozhraní kůže-elektroda. Vyskytuje se v pásmu 2 Hz.
- Síťové rušení (brum) – 50 Hz a případně vyšší harmonické složky
- Myopotenciálové rušení – rušení ze svalů pacienta, od 20 Hz.

5.3.1 Filtrace síťového rušení

Síťové rušení (brum) patří mezi artefakty způsobené střídavým síťovým napětím. Jeho hodnota se pohybuje na frekvenční hodnotě 50 Hz. Tato frekvenční hodnota způsobuje řadu artefaktů ve snímaném EKG záznamu. K odstranění tohoto rušení existuje řada metod. V tomto konkrétním případě byla zvolena metoda filtrace pomocí FIR filtru – Hammingovo okno.

Filtrace probíhá tzv. offline (filtrace z naměřeného záznamu), kde mohl být využit filtr s vysokým řádem, což zajistí potřebnou strmost. FIR filtry jsou filtry s konečnou dobou odezvy a jejich výhodou je přesné stanovení lineární fázové charakteristiky – filtry jsou stabilní a nezkreslují signál.

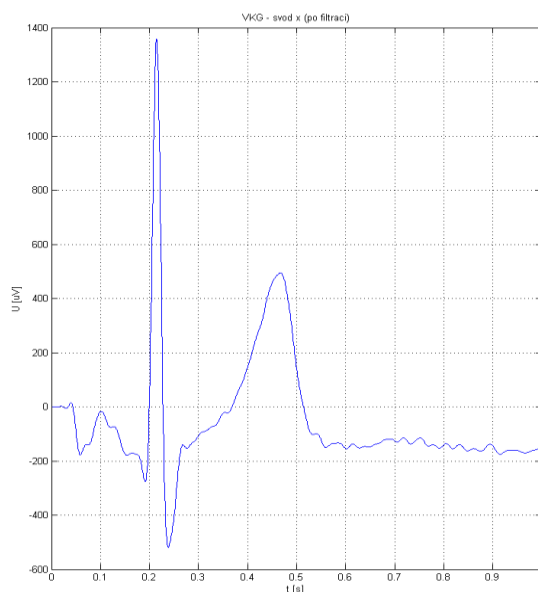
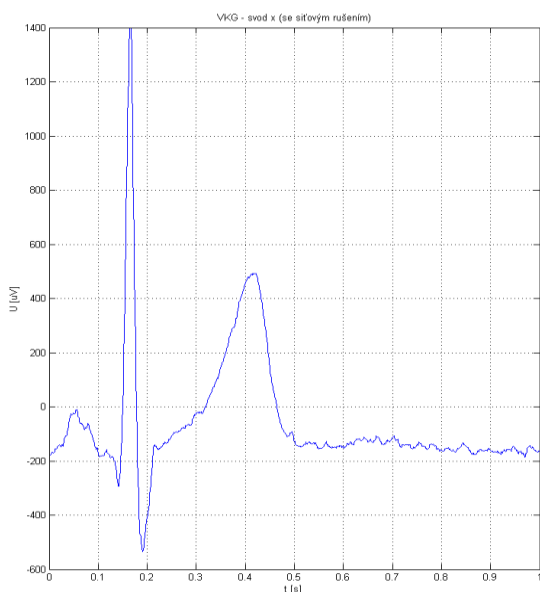
Výchozí definice Hammingova filtru:

$$w(n) = 0,54 - 0,46 \cdot \cos\left(2 \cdot \pi \cdot \frac{n}{N}\right), 0 < n < N \quad (19)$$

$w(n)$ – Hammingovo okno

N – řád filtru

n – délka



Obrázek 20 Filtrace síťového šumu, před a po filtraci

5.3.2 Odstranění driftu

Mezi další rušivé signály patří chybné umístění nulové izolinie signálu. Ta se projevuje při nízkých frekvencích v rozsahu 0–3 Hz a je způsoben dechovými fenomény, pomalými pohyby pacienta nebo na rozhraní kůže – elektroda půlčlankovým napětím. Tomuto rušení nelze předejít, ale lze jej různými metodami odfiltrovat. [27]

Pro odstranění tohoto rušení byla zvolena metoda filtrace na Lymnově principu. Jedná se o filtraci vycházející z hřebenových filtrů, které mají rovnoměrné rozložení nulových pólů po obvodu jednotkové kružnice.

Při tvorbě filtru se vychází ze vztahu:

$$H(z) = \frac{1 - z^{-p \cdot K}}{K \cdot (1 - K \cdot z^{-p})} \quad (20)$$

K - konstanta

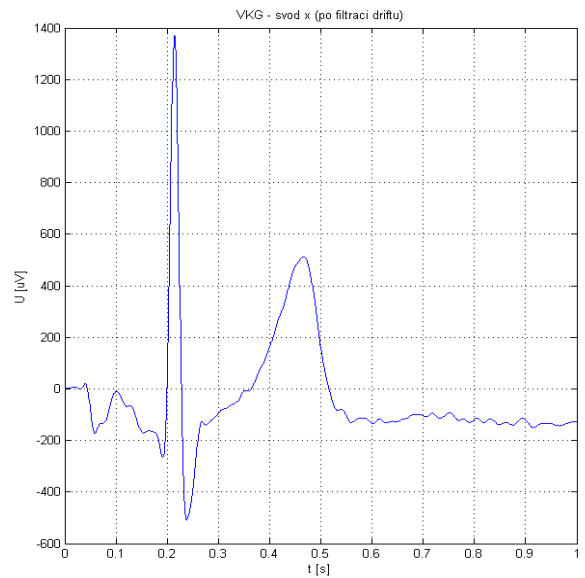
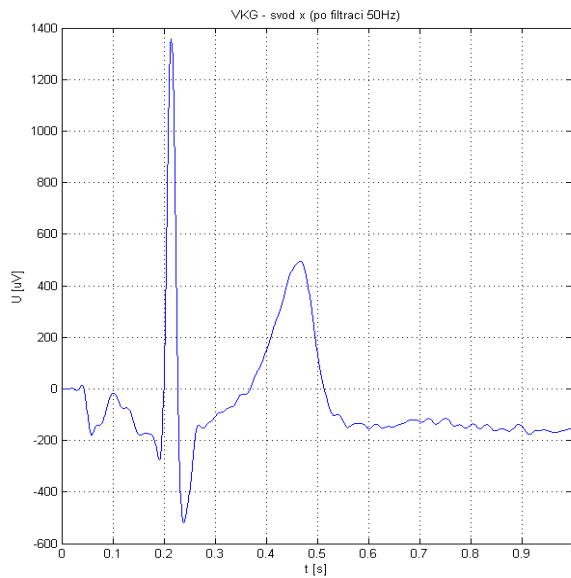
p - počet propustných pásem

Pro korekci driftu se vyžaduje filtr horní propust. Při zvolení tohoto filtru dochází k časovému zpoždění, od kterého se signál, který prošel dolní propustí, odečte.

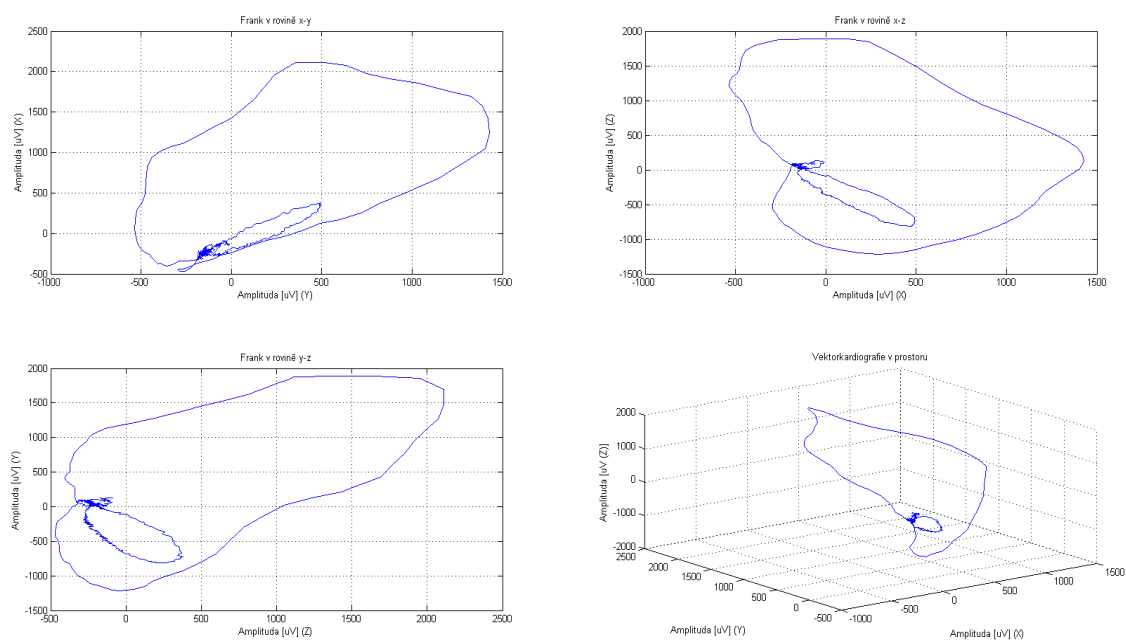
$$H_{hp}(z) = (z)^{-t} - H_{dp}(z) \quad (21)$$

H_{dp} - horní propust

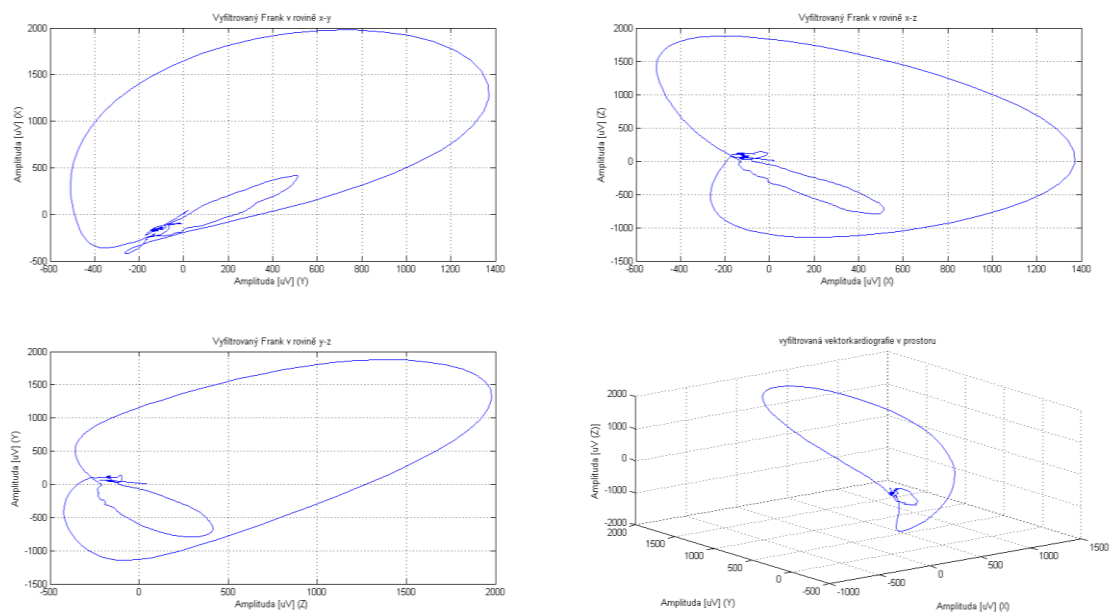
t - časové zpoždění



Obrázek 21 Filtrace driftu



Obrázek 22 Zobrazení vektorkardiografie v jednotlivých rovinách před filtrací



Obrázek 23 Zobrazení vektorkardiografie v jednotlivých rovinách po filtraci

Na Obrázku 22 a Obrázku 23 je znázorněná důležitost filtrace síťového brumu a driftu signálu před dalším zpracováním.

5.3.3 Detekce významných bodů v signálu

Jedním z hlavních problémů při úpravě signálu bylo řešení korekce izolinie do patřičných mezí. Na základě podkladů vyplývá, že posun signálu lze provést prakticky jen v jednom místě, a to na intervalu PR, který je částí EKG signálu, a obsahuje za ideálních okolností bod izolinie. Při správné detekci tohoto bodu lze pak posunout EKG křivku jedné roviny, tzv. izoelektrické linie.

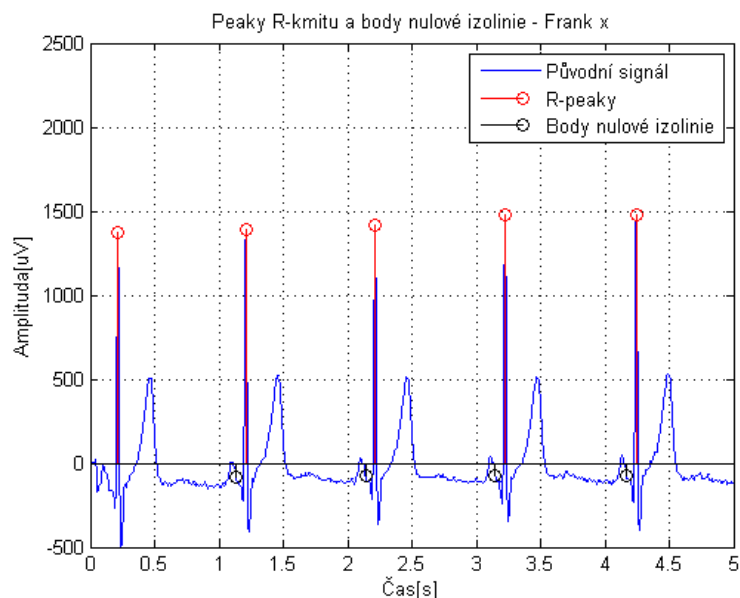
Detekovat tuto oblast v signálu lze několika způsoby. Existují složité metody, které dokáží detekovat nulové úseky v EKG signálu a tím určit nulový bod izolinie. V této práci však byla zvolena jiná metoda.

Zde bylo potřeba hledat takové body, které budou jasně detekovatelné, a od těchto bodů dále pokračovat. Lze usuzovat, že nejvhodnější bod pro detekci bude představovat vrchol kmitu R, R-peak. Tyto peaky jsou vzdálené od ostatních složek signálu a jejich celková detekce je lepší oproti jiným složkám. V prvním kroku detekce bylo provedeno umocnění celkového signálu. Tato jednoduchá matematická operace měla za následek to, že došlo k ještě většímu vzdálení R-peaku od ostatních složek signálu.

Pro následnou detekci byla použita metoda prahování. Rovněž zde existuje více možností jak toto prahování provést, např. lze zvolit pevný práh. Když signál tento práh překročí, tak je zaznamenána maximální hodnota signálu, dokud není tento práh opět překročen ve zpětném směru. Tato zaznamenaná hodnota se uloží jako nejvyšší peak. Při zvolení pevného prahu se musí postupovat velmi citlivě. QRS komplexy však nejsou ani po korekci driftu zcela stejné, a proto by jako peaky mohly být označeny i jiné body v signálu. V takovémto případě by mohlo dojít k nesprávné detekci Q, S nebo T peaku.

Další metoda prahování, která práh přizpůsobuje během filtrace, se nazývá tzv. adaptibilní prahování. Při této metodě není zvolen pevný práh, ale dal by se nazvat jako práh „plovoucí“. Pro první filtrovací okno je nastaven konstantní práh, a pro každá další okna se hodnota prahu upraví dle předchozích hodnot. Zde se práh upraví na 50 % hodnoty velikosti předchozího R-peaku. Tato změna prahu zlepšuje detekci R-peaku, ale i zde může dojít k falešné detekci. V signálu se může v blízkosti R-peaku objevit další dosti vysoký peak, který je následně označen. Tomuto problému se dá předejít tak, že se vybere nejvyšší peak a jiné detekce v blízkém okolí se odstraní.

Po detekci R-peaku v signálu už lze téměř jednoduše určit nulové body signálu. Způsob určení těchto bodů vychází z určení „nulové“ oblasti od R-peaku. Následně byla vypočtena průměrná a mediánová hodnota signálu. Tyto vypočtené hodnoty lze nazývat nulovými body a dále s nimi pracovat.



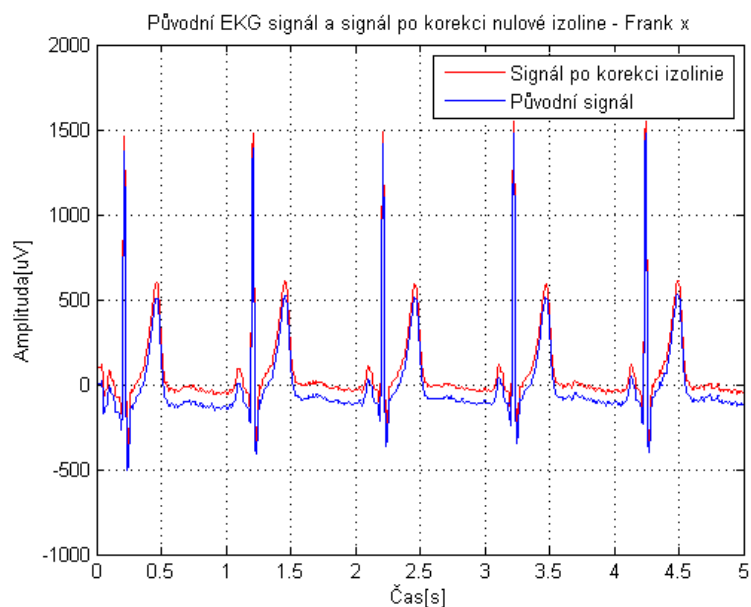
Obrázek 24 Detekce R-peaku a bodů nulové izolinie

5.3.4 Korekce izolinie

Korekce nulové izolinie je důležitou součástí úpravy dat, jsou-li data určena ke statickému hodnocení. Tato úprava dat byla provedena metodou interpolace, to znamená nalezení hodnoty funkce f , pokud je známa její hodnota jen v některých jiných bodech daného intervalu.

V prostředí programu Matlab se k tomuto nahrazení funkce novou funkcí využívá příkazu `interp1`: $y_i = \text{interp1}(y, Y, x_i, \text{method})$, kde Y jsou vstupní data interpolace a místa x bodu ležících na této funkci. Vektor stanovuje polohy x_i , kde je následně počítán vektor y_i . Pro `method` je zvolena metoda `cubic`.

Signál po korekci izolinie je zobrazen na Obrázku 25



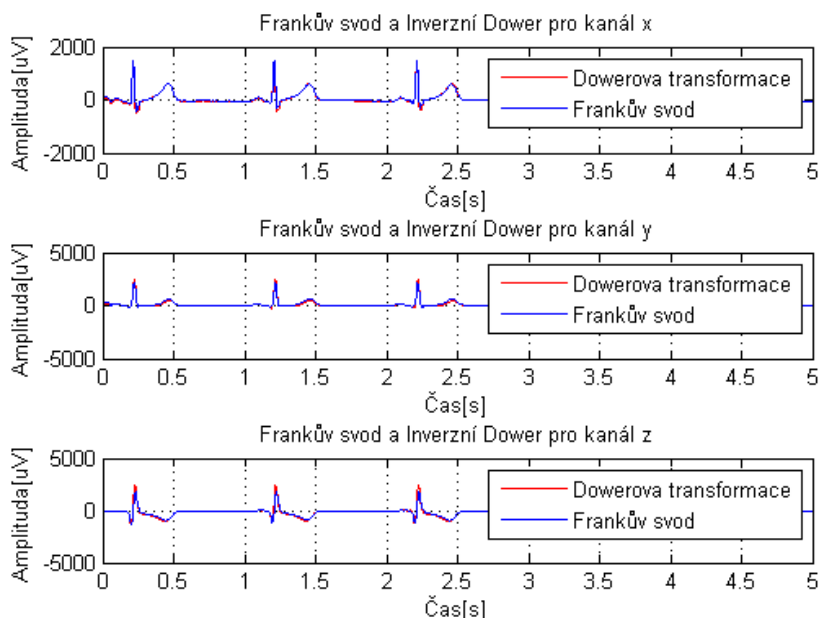
Obrázek 25 Korekce izolinie – Frank x

5.4 Transformace více svodového EKG do vektorkardiografických svodů

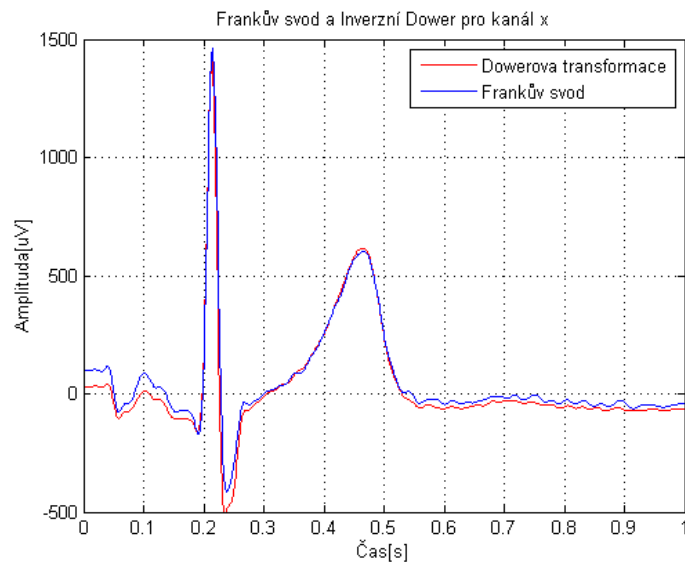
Na základě teoretického rozboru byly načteny požadované vstupní signály, které byly následně upraveny, a po těchto úpravách byly aplikované příslušné transformační matice. Po aplikování těchto transformací bylo možné přejít k následnému vyhodnocování.

V této části práce se problematika zabývá pěti náhodně vybranými záznamy pacientů s fyziologickým EKG. Tyto záznamy jsou po příslušných filtracích a úpravách signálu vyhodnocovány. Každý patientský záznam obsahuje 12ti svodový systém (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V₁-V₆) rovněž s Frankovým svodovým systémem (vx, vy, vz). Z tohoto záznamu byly vybrány příslušná data, která jsou potřeba pro jednotlivé transformační metody.

Na Obrázku 26 je uveden příklad aplikování transformační matice inverzní metody dle Dowera na EKG signál. Na první pohled se může zdát, že tyto křivky jsou téměř totožné, ale při detailnějším pohledu, který je zobrazen na Obrázku 27 lze vidět, že během transformace dochází k určitým odchylkám. Následně jsou provedeny všechny výše zmiňované metody transformace, a tato transformační data jsou porovnána s přímo měřeným VKG dle Frankových svodů. Cílem vyhodnocení bylo zjistit, která z transformačních metod dosáhne největší podobnosti Frankovým svodům. Výsledky jsou prezentovány především v procentuální míře pro lepší srozumitelnost. Přínosem této práce je hodnocení přesností jednotlivých transformačních metod na základě již známých teoretických výsledků.

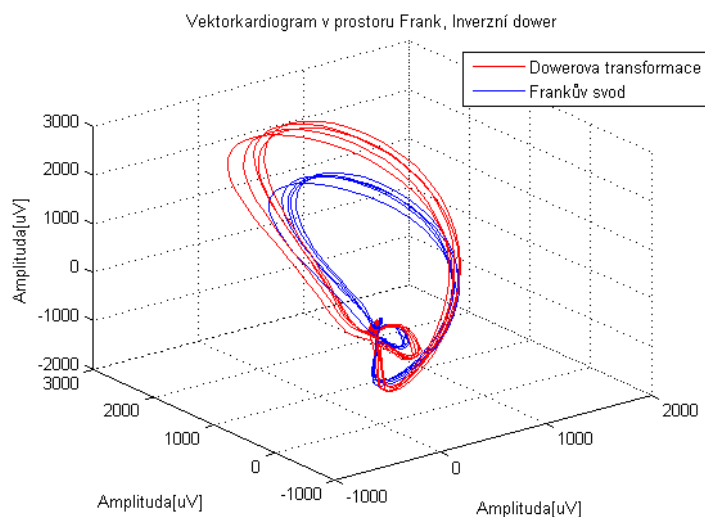


Obrázek 26 Inverzní Dowerová transformace pro kanál x, y, z



Obrázek 27 Detailnější pohled na inverzní Dowerovou transformaci

Při vykreslení vektorkardiogramu Dowerovy transformace a Frankových svodů lze vidět odchylky při transformaci. Tento vektorkardiogram byl vykreslen pro pět fyziologických srdečních cyklů. Vyhodnocování odchylky bylo prováděno především ve dvourozměrných rovinách jednotlivých svodů.



Obrázek 28 Vektorkardiogram inverzní Dowerové transformace v porovnání s Frankem

6. Realizace vyhodnocení transformačních metod do vektorkardiografických průmětů

Po aplikování příslušných transformačních metod na vstupních EKG záznamech bylo následně provedeno srovnání v jednotlivých vzorcích záznamu dle stejných pravidel. V těchto vzorcích došlo k posouzení jednotlivých odchylek (procentuálních) od přímo měřeného vektorkardiogramu dle Frankového svodového systému.

Absolutními odchylkami tak byly algebraické rozdíly aktuálních hodnot jednotlivých záznamů v příslušných vzorcích. Vzhledem k tomu, že tento rozdíl hodnot může nabývat záporných hodnot z důvodu „obíhání“ transformační křivky kolem křivky měřené Frankovým svodovým systémem, byla provedena absolutní hodnota rozdílu všech hodnot v jednotlivých vzorcích. Absolutní chyba je definována jako rozdíl mezi naměřenou hodnotou (M) a skutečnou hodnotou (S) měřené veličiny.

$$\Delta = M - S \quad (22)$$

Relativní hodnoty jsou procentuálním vyjádřením hodnot absolutních, kde za stoprocentní hodnotu byl brán v úvahu algebraický rozdíl maximální a minimální hodnoty Frankovy křivky. Relativní chyba je dána poměrem:

$$\delta = \frac{\Delta}{M} \cdot 100 [\%] \quad (23)$$

6.1 Bland-Altmanova analýza

Bland-Altmanův graf zobrazuje data jako grafickou závislost rozdílů výsledků dvou měřicích metod pro jeden vzorek na průměru výsledků obou postupů, tento graf umožňuje jednoduše vyhodnotit, zda existuje systematická odchylka jedné metody vůči druhé.

$$OsaX = \frac{A + B}{2} \quad (24)$$

$$OsaY = A - B \quad (25)$$

V grafu vodorovná osa značí průměr párů měření dvěma různými metodami, svislá osa rozdíl těchto párů hodnot. V ideálním případě by měly body grafu oscilovat kolem přímky procházející nulou (nulové rozdíly měření). V grafu jsou rovněž zaneseny limity shody. Jedná se o vodorovné přímky značící průměrný rozdíl zvětšený, respektive zmenšený o 1,96 násobek směrodatné odchylky rozdílů.

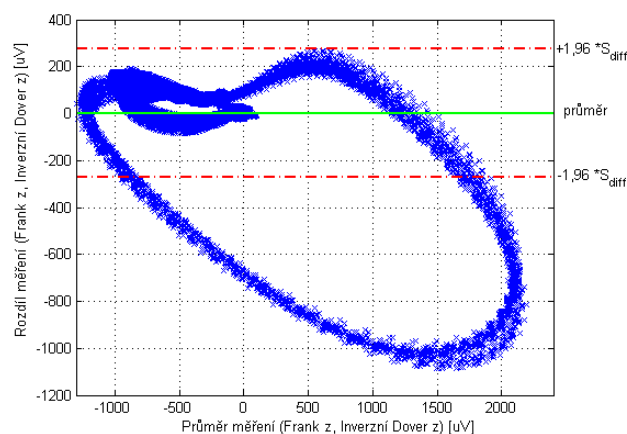
Vzorec pro výpočet směrodatné odchylky:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}} \quad (26)$$

Vzorec pro výpočet limitů shody:

$$LS = \frac{\sum A - B}{n} \pm 1,96 \cdot \sigma \quad (27)$$

Na grafu je třeba pozorovat především to, zda jsou rozdíly symetricky rozděleny.[28, 29]



Obrázek 29 Bland-Altmanová analýza Dowerovy transformace

Přínos B-A analýzy spočívá v tom, že dokáže zobrazit, ve kterých částech srdečního cyklu dochází k největším odchylkám rozdílu měření. Na Obrázku 29 lze pozorovat, že k největším odchylkám dochází především v QRS komplexu, konkrétně peaku R, kde odchylka zde dosahuje hodnot rozdílu měření až -1000 při průměru měření od 1500 do 2100. Menších odchylek měření dosahuje vlna T, představující v grafu jakési „ouško“ oscilující kolem průměrné hodnoty. Obecně platí, že čím menší rozdíl měření bude v grafu prezentován, tím se jedná o přesnější transformační metodu.

6.2 Vyhodnocení výsledků a testy

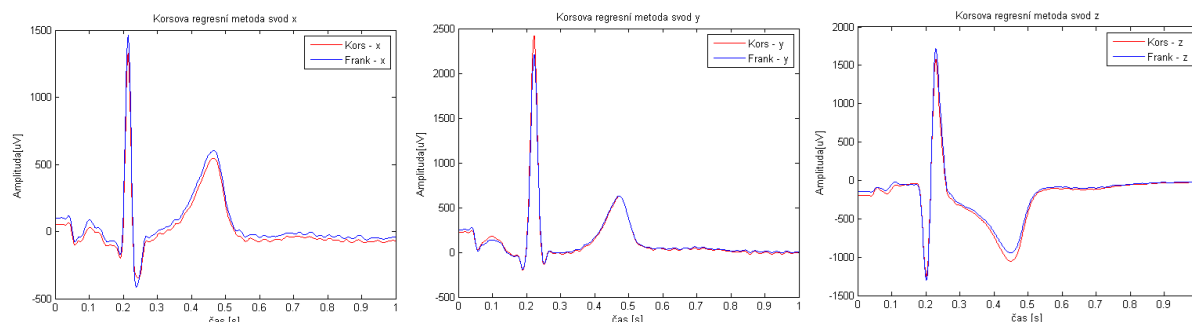
V této kapitole jsou vyhodnoceny výsledky jednotlivých fyziologických záznamů s příslušnými grafickými zobrazeními. Charakteristiky rozptýlení udávají, v jak velké míře hodnoty kolísají kolem referenčních hodnot. Hodnoceny jsou záznamy se stejnou časovou délkou záznamu pro zachování vypovídajících hodnot.

6.2.1 Vyhodnocení fyziologických záznamů

Pro vyhodnocení jednotlivých transformačních metod ve fyziologických záznamech bylo náhodně vybráno pět fyziologických záznamů mužského a ženského pohlaví.

6.2.1.1 Záznam č. 1

Korsova regresní metoda:



Obrázek 30 Porovnání křivek (Kors, Frank) – záznam č. 1

Tabulka 6 Hodnoty a vypočtené odchylky Korsovy regresní metody pro svod x – záznam č. 1

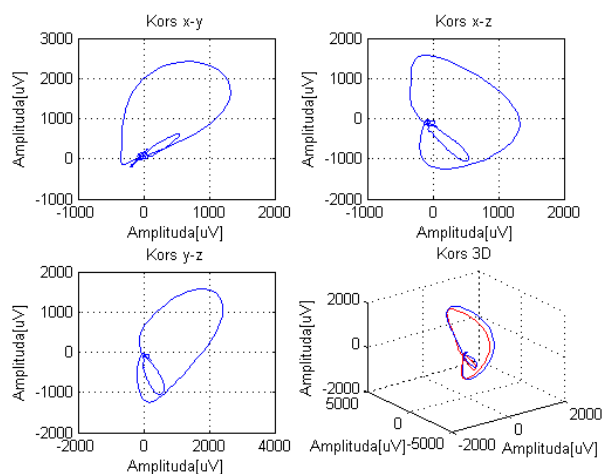
Svod x				
Vzorky [ms]	Kors [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	52,22	99,83	47,60	2,40
100	27,73	84,91	57,18	2,89
300	-30,06	-1,17	28,88	1,46
500	208,24	250,09	41,84	2,11
800	-58,28	-29,91	28,36	1,43

Tabulka 7 Hodnoty a vypočtené odchylky Korsovy regresní metody pro svod y – záznam č. 1

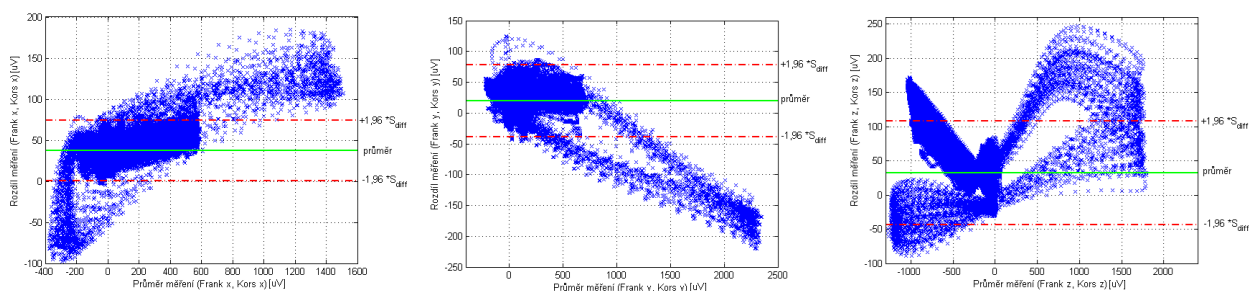
Svod y				
Vzorky [ms]	Kors [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	225,37	252,74	27,36	1,11
100	177,96	136,06	41,90	1,70
300	-13,26	-6,26	6,99	0,28
500	377,56	378,88	1,32	0,05
800	11,56	15,97	4,40	0,17

Tabulka 8 Hodnoty a vypočtené odchylky Korsovy regresní metody pro svod z – záznam č. 1

Svod z				
Vzorky [ms]	Kors [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	-193,67	-147,23	46,44	1,47
100	-110,94	-55,54	55,39	1,75
300	-322,27	-297,83	24,43	0,77
500	-417,60	-362,60	54,99	1,74
800	-57,09	-49,79	7,29	0,23



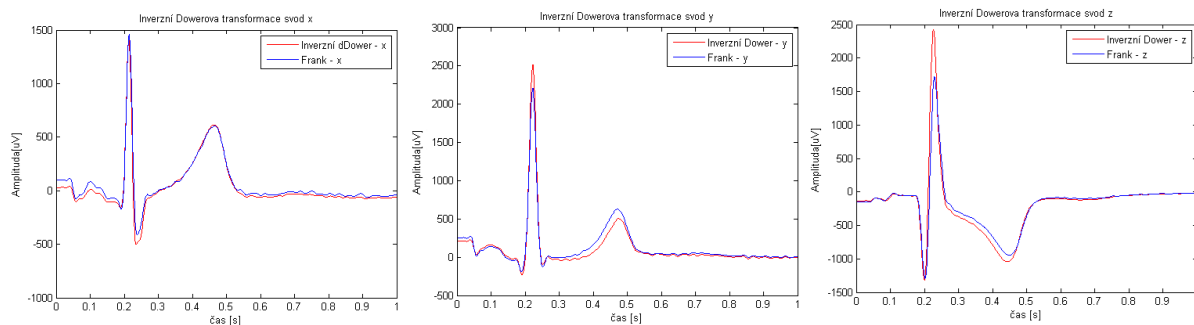
Obrázek 31 Korsova regresní metoda pro jeden cyklus – záznam č. 1



Obrázek 32 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peaky QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující.

Inverzní Dowerova transformace:



Obrázek 33 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 1

Tabulka 9 Hodnoty a vypočtené odchylky inverzní Dowerovy metody pro svod x – záznam č. 1

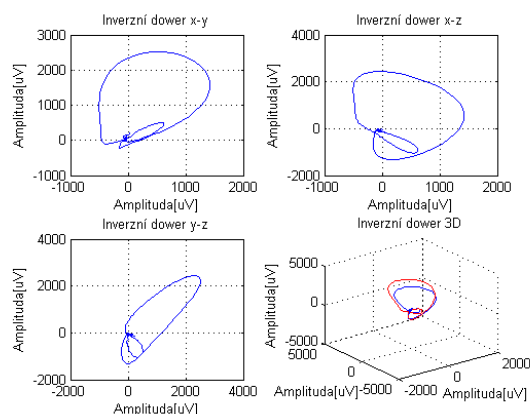
Svod x				
Vzorky [ms]	Dower [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	30,25	99,83	69,57	3,52
100	9,18	84,91	75,73	3,83
300	-12,25	-1,17	11,08	0,56
500	244,59	250,09	5,50	0,27
800	-55,27	-29,91	25,35	0,42

Tabulka 10 Hodnoty a vypočtené odchylky inverzní Dowerovy metody pro svod y – záznam č. 1

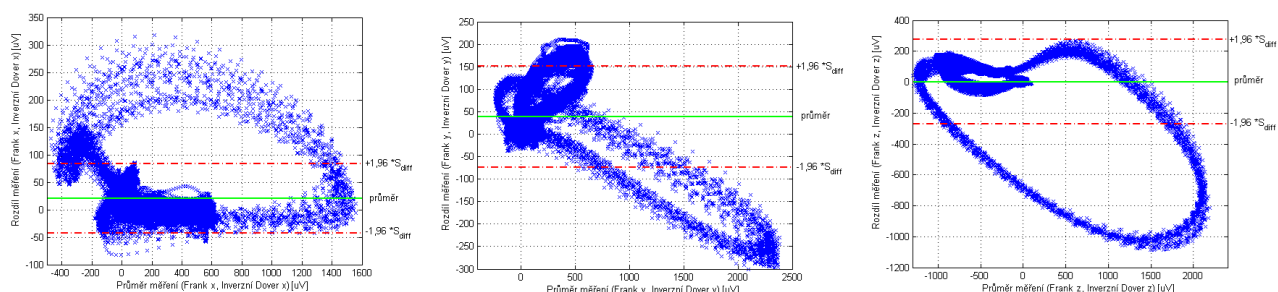
Svod y				
Vzorky [ms]	Dower [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	211,50	252,74	41,24	1,68
100	163,53	136,06	27,46	1,12
300	-34,07	-6,26	27,81	1,13
500	325,89	378,88	53,00	2,15
800	8,91	15,97	7,06	0,29

Tabulka 11 Hodnoty a vypočtené odchylky inverzní Dowerovy metody pro svod z – záznam č. 1

Svod z				
Vzorky [ms]	Dower [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	-132,12	-147,23	15,11	0,13
100	-73,34	-55,54	17,79	0,98
300	-367,34	-297,83	69,51	2,20
500	-331,61	-362,60	30,99	0,56
800	-53,93	-49,79	4,14	0,48



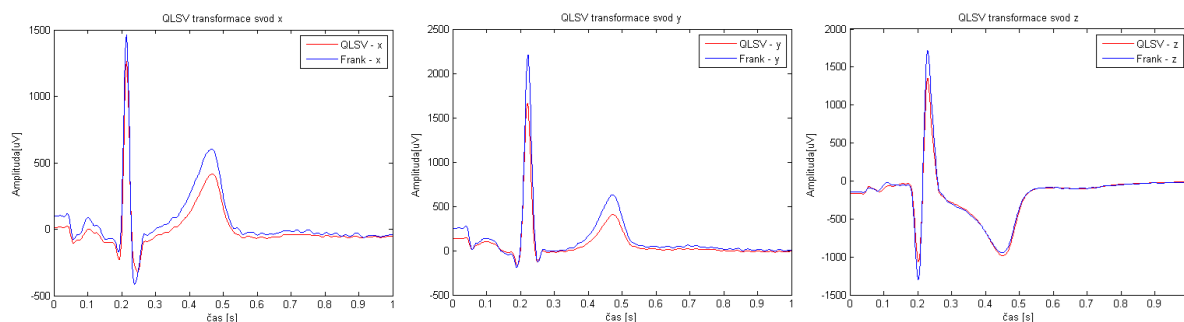
Obrázek 34 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 1



Obrázek 35 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty, ale rozdíly těchto měření jsou pro klinickou praxi nevyhovující. Peak QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující z důvodu velkých rozdílů měření především v QRS komplexu.

QLSV metoda:



Obrázek 36 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 1

Tabulka 12 Hodnoty a vypočtené odchylky QLSV metody pro svod x – záznam č. 1

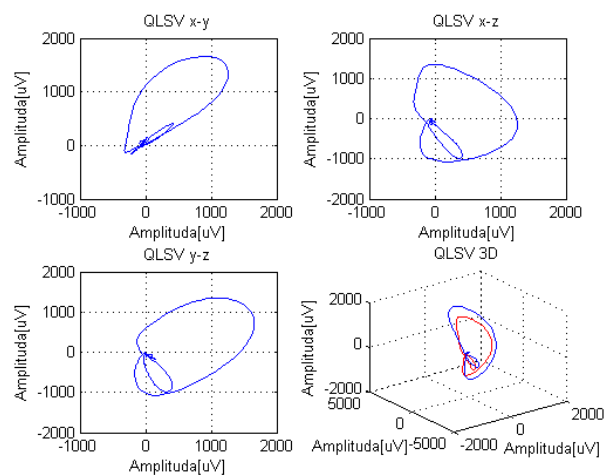
Svod x				
Vzorky [ms]	QLSV [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	14,23	99,83	85,60	4,33
100	-2,67	84,91	87,59	4,43
300	-56,03	-1,17	54,86	2,78
500	164,20	250,09	85,90	4,35
800	-52,04	-29,91	22,13	1,12

Tabulka 13 Hodnoty a vypočtené odchylky QLSV metody pro svod y – záznam č. 1

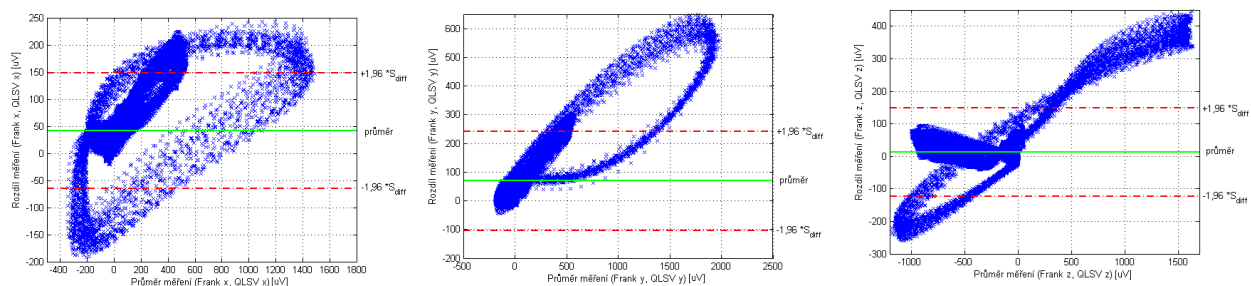
Svod y				
Vzorky [ms]	QLSV [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	136,87	252,74	115,87	4,71
100	104,66	136,06	31,41	1,28
300	-15,60	-6,26	9,34	0,38
500	243,20	378,88	135,69	5,51
800	0,78	15,97	15,19	0,62

Tabulka 14 Hodnoty a vypočtené odchylky QLSV metody pro svod z – záznam č. 1

Svod z				
Vzorky [ms]	QLSV [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	-165,22	-147,23	17,99	0,57
100	-106,27	-55,54	50,73	1,61
300	-280,64	-297,83	17,19	0,54
500	-388,81	-362,60	26,20	0,83
800	-46,23	-49,79	3,57	0,11



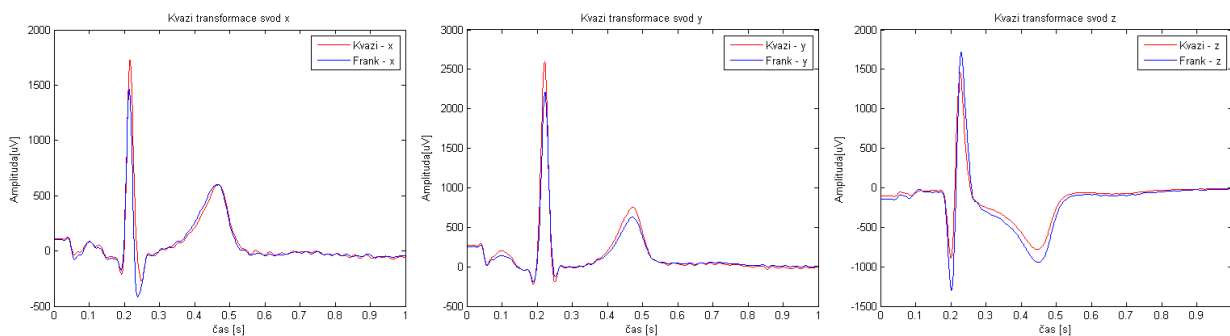
Obrázek 37 QLSV pro jeden cyklus – záznam č. 1



Obrázek 38 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peaky QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující především pro svod z.

Kvazi ortogonální metoda:



Obrázek 39 Porovnání křivek (Kvazi transformace, Frank) – záznam č. 1

Tabulka 15 Hodnoty a vypočtené odchylky Kvazi metody pro svod x – záznam č. 1

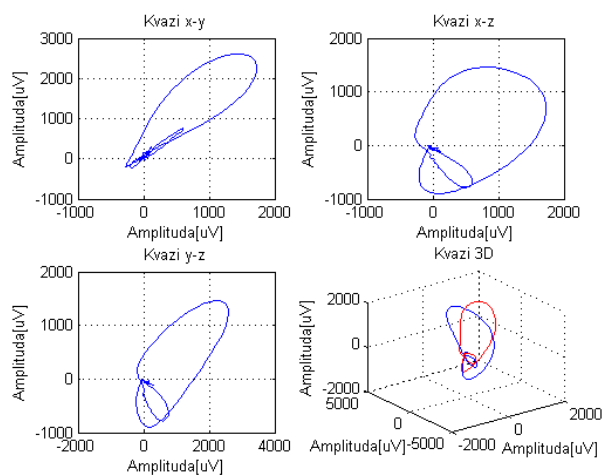
Svod x				
Vzorky [ms]	Kvazi [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	110,38	99,83	10,55	0,53
100	78,32	84,91	6,59	0,33
300	3,21	-1,17	4,39	0,22
500	279,07	250,09	28,97	1,47
800	-29,07	-29,91	0,85	0,04

Tabulka 16 Hodnoty a vypočtené odchylky Kvazi metody pro svod y – záznam č. 1

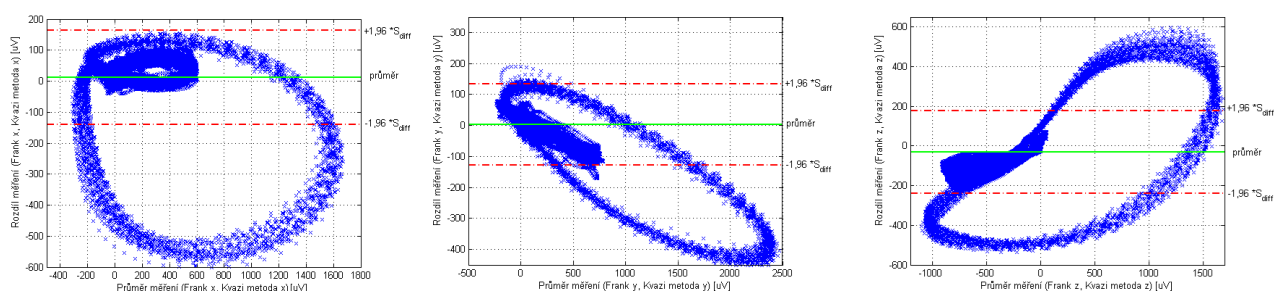
Svod y				
Vzorky [ms]	Kvazi [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	270,08	252,74	17,34	0,70
100	203,28	136,06	67,21	2,73
300	-9,24	-6,26	2,97	0,12
500	438,01	378,88	59,12	2,40
800	5,73	15,97	10,24	0,42

Tabulka 17 Hodnoty a vypočtené odchylky Kvazi metody pro svod z – záznam č. 1

Svod z				
Vzorky [ms]	Kvazi [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	-104,32	-147,23	42,91	1,36
100	-70,32	-55,54	14,77	0,47
300	-246,78	-297,83	51,05	1,62
500	-260,61	-362,60	101,99	3,23
800	-32,20	-49,79	17,60	0,56



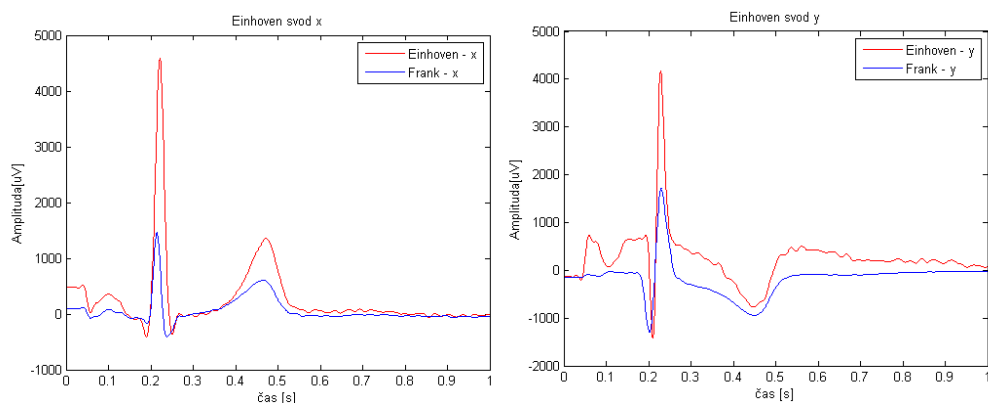
Obrázek 40 Kvazi metoda pro jeden cyklus – záznam č. 1



Obrázek 41 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující.

Přepoččet z Einhovenových svodů:



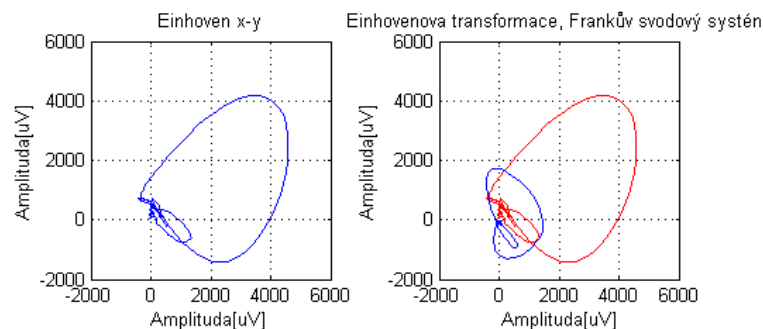
Obrázek 42 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank) – záznam č. 1

Tabulka 18 Hodnoty a vypočtené odchylky Einhovenovy metody pro svod x – záznam č. 1

Svod x				
Vzorky [ms]	Ein. [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	478,81	99,83	378,98	19,18
100	356,14	84,91	271,22	13,72
300	-26,05	-1,17	24,88	1,26
500	776,37	250,09	526,27	26,63
800	5,98	-29,91	35,89	1,82

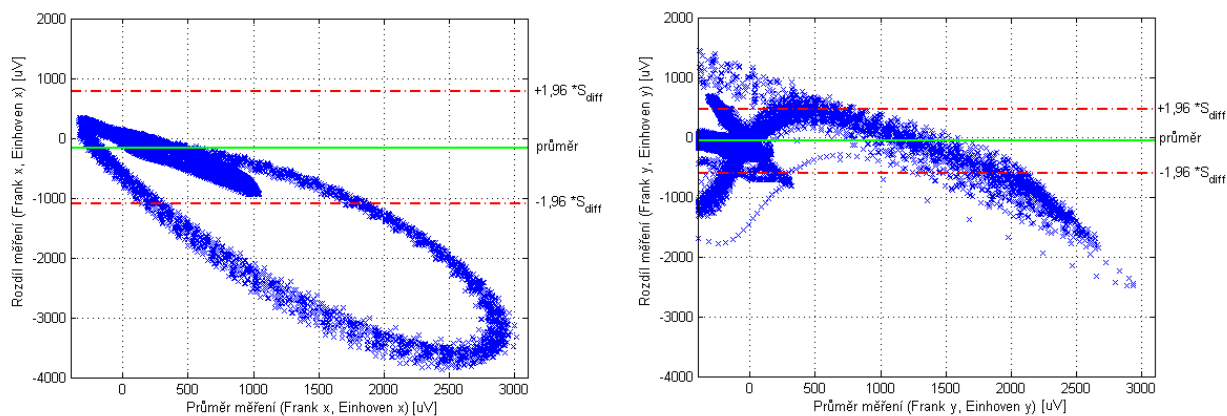
Tabulka 19 Hodnoty a vypočtené odchylky Einhovenovy metody pro svod y – záznam č. 1

Svod y				
Vzorky [ms]	Ein. [uV]	Frank [uV]	Absolutní odchylka [uV]	Relativní odchylka [%]
10	142,93	-21,2498	164,18	5,20
100	-438,28	32,03	470,31	14,91
300	-178,56	-267,79	89,23	2,82
500	-230,46	-264,25	33,79	1,07
800	79,41	-31,04	110,46	3,50



Obrázek 43 Einovenova metoda pro jeden cyklus – záznam č. 1

Ve výše uvedených tabulkách byly uvedeny náhodně vybrané vzorky stejné pro každou transformační metodu z jednoho srdečního cyklu. Příslušné výpočty byly provedeny pro celý záznam v jednotlivých vzorcích. Celková relativní chyba jednotlivých svodů byla následně vypočtena jako střední hodnota všech relativních odchylek v daném svodu.



Obrázek 44 Bland-Altmanova analýza Einovenovy transformace – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body rozdílů měření dosahují vysokých hodnot a z toho důvodu není tato metoda dostačující pro klinickou praxi.

Tabulka 20 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 1

Svod x			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	1,28	98,72	99,78
Inverzní Dowerova transformace	1,33	98,67	99,06
QLSV metoda	2,35	97,65	98,50
Kvazi ortogonální transformace	1,88	98,12	95,10
Einhovenova transformace	9,91	90,09	82,03

Tabulka 21 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 1

Svod y			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	1,14	98,86	99,79
Inverzní Dowerova transformace	2,00	98,00	98,55
QLSV metoda	2,80	97,20	99,08
Kvazi ortogonální transformace	1,59	98,41	99,61
Einhovenova transformace	5,61	94,39	84,23

Tabulka 22 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 1

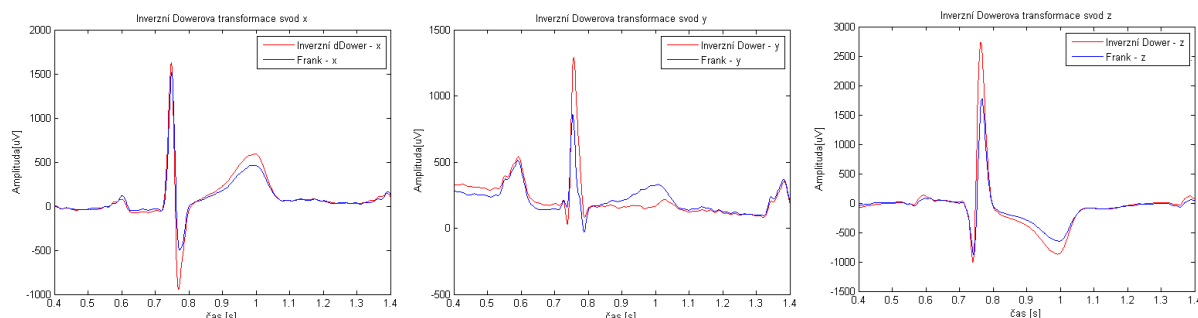
Svod z			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	1,02	98,98	99,42
Inverzní Dowerova transformace	1,63	98,37	96,46
QLSV metoda	0,94	99,06	98,84
Kvazi ortogonální transformace	1,90	98,10	97,30
Einhovenova transformace	-	-	-

Z výše uvedených Bland-Altmanových grafů rovněž vyplývá, že nejlepších hodnot systematické odchylky dosahuje Korsova regresní metoda, kde jednotlivé hodnoty rozdílů měření oscilují kolem průměrné hodnoty s nejmenším rozdílem vzdáleností limitů shody. Naopak nejhorších výsledků systematické odchylky dosahuje transformace z Einhovenových svodů, kde body oscilují s největším rozdílem vzdáleností limitů shody.

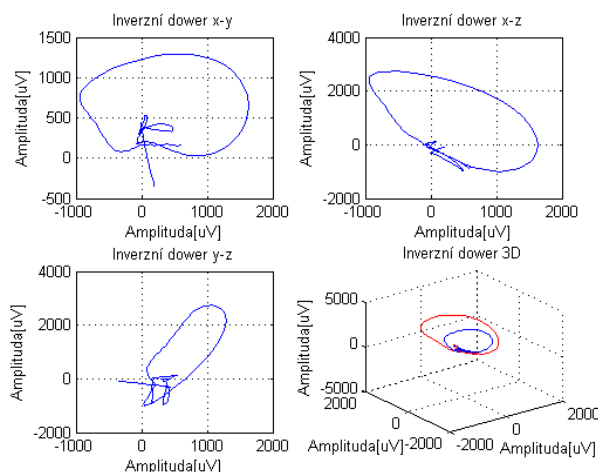
V následujících patientských záznamech bude uvedena pouze celková relativní chyba a procentuální podobnost jednotlivých transformačních metod v příslušných svodech z důvodu obsáhlosti výpočtů, dále pak vyhodnocení Bland-Altmanovy analýzy pro každou transformační metodu příslušných patientských záznamů. Rovněž bude uveden korelační koeficient vyjádřený v procentech, který bude představovat informativní charakter podobnosti.

6.2.1.2 Záznam č. 2

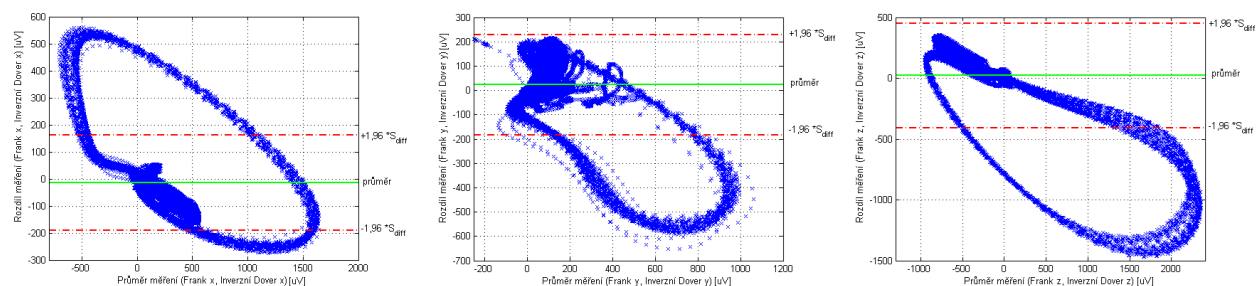
Dowerová transformace:



Obrázek 45 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 2



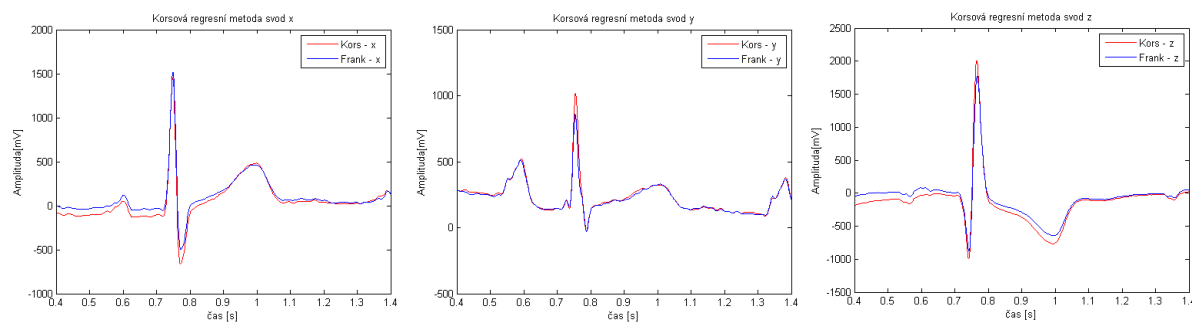
Obrázek 46 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 2



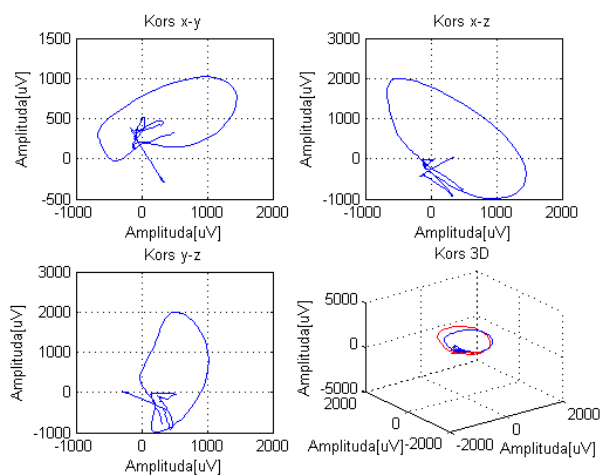
Obrázek 47 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty, ale rozdíly těchto měření jsou pro klinickou praxi nevyhovující. Peak QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující z důvodu velkých rozdílů měření především v QRS komplexu.

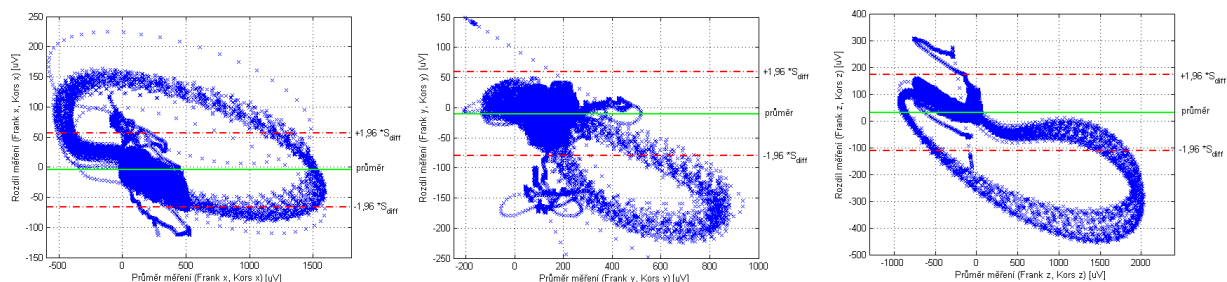
Korsová regresní metoda:



Obrázek 48 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank) – záznam č. 2



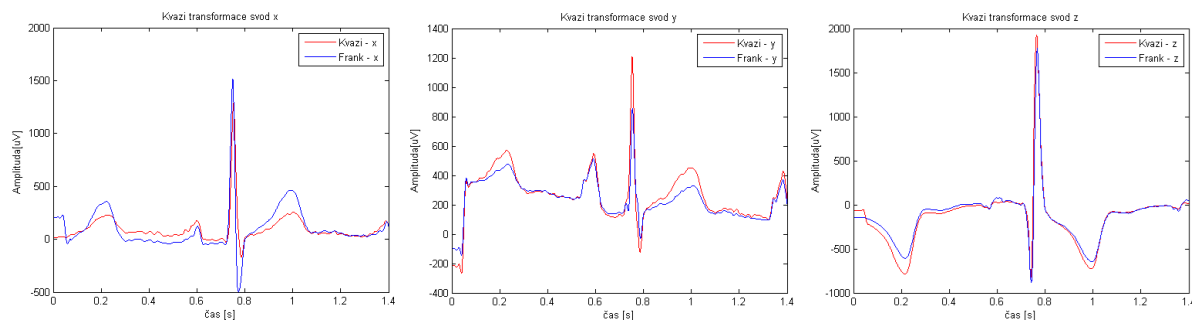
Obrázek 49 Korsova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 2



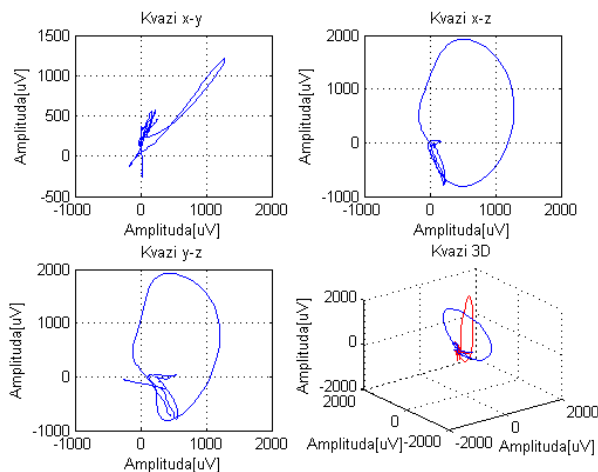
Obrázek 50 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující.

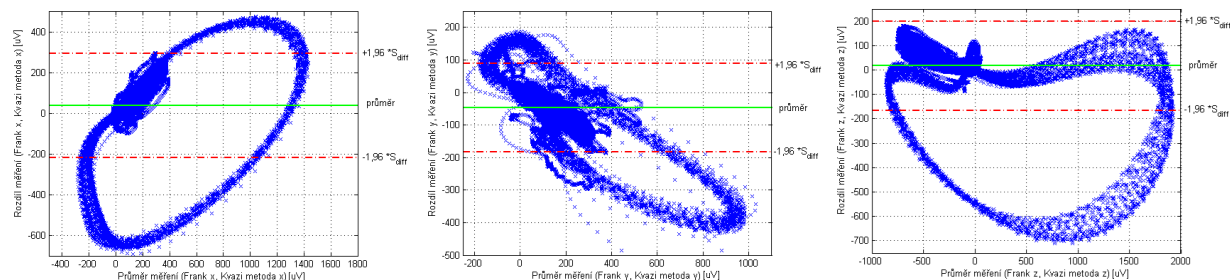
Kvazi ortogonální metoda:



Obrázek 51 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank) – záznam č. 2



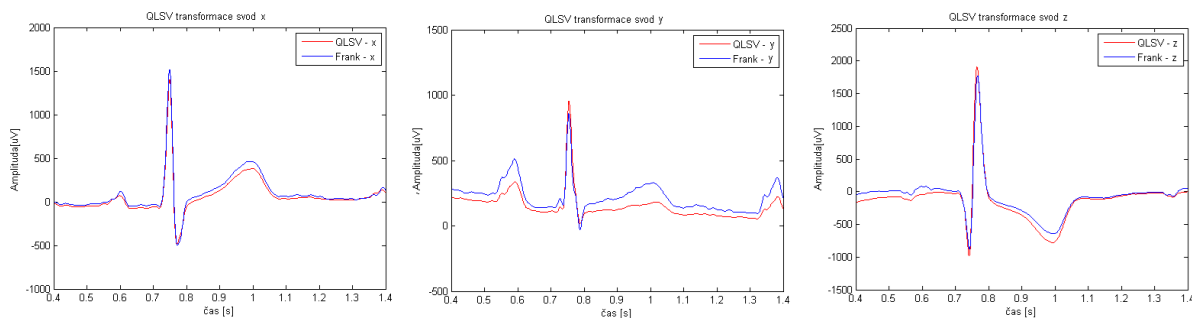
Obrázek 52 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus - záznam č. 2



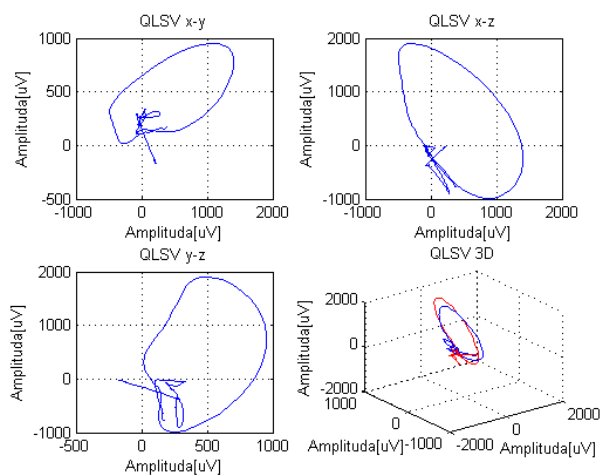
Obrázek 53 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující.

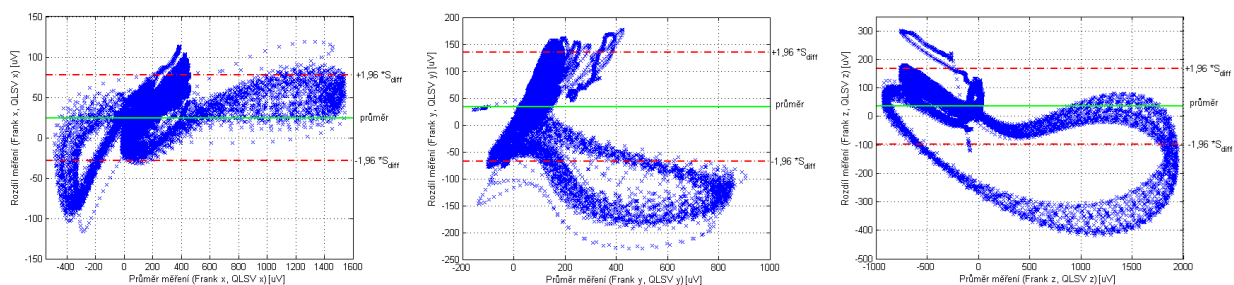
QLSV metoda:



Obrázek 54 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 2



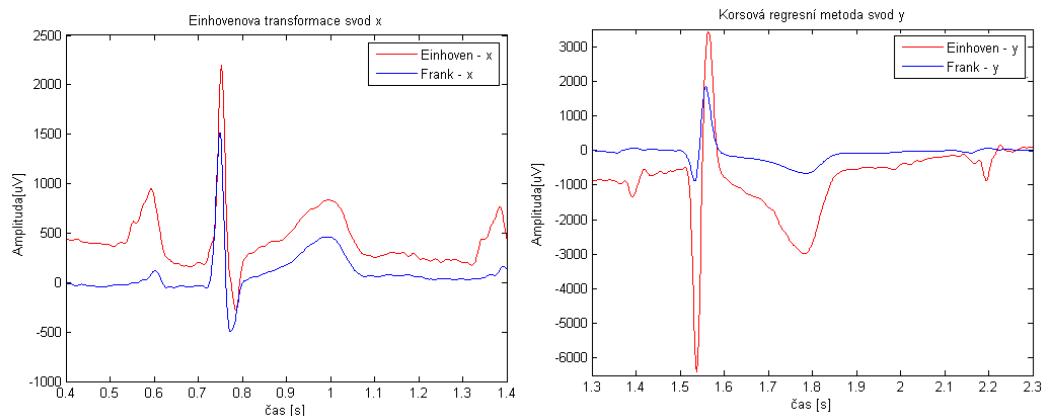
Obrázek 55 QLSV transformace pro jeden cyklus - záznam č. 2



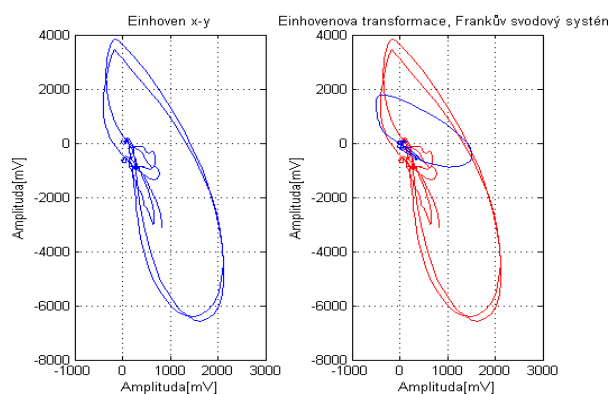
Obrázek 56 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující především pro svod z.

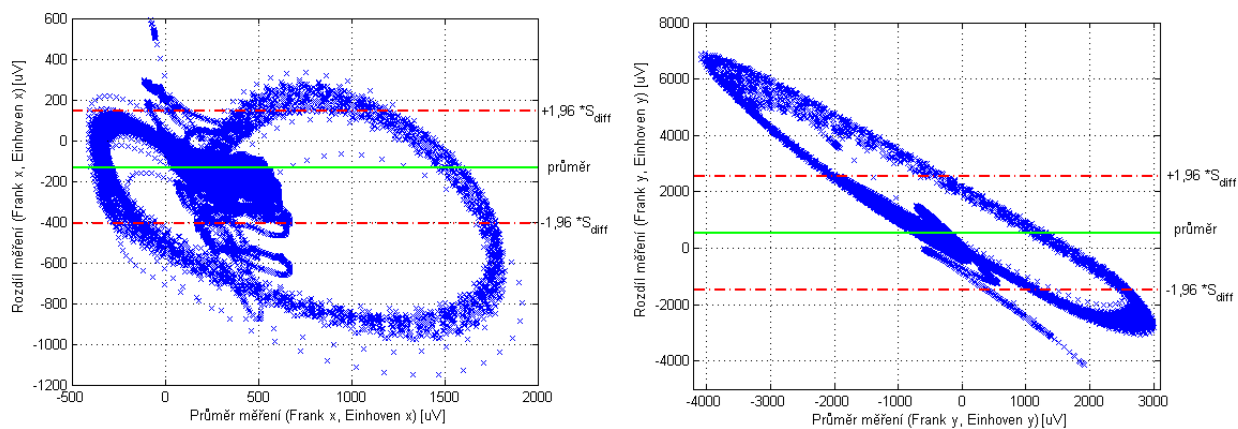
Einhovenova transformace:



Obrázek 57 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank) – záznam č. 2



Obrázek 58 Einhovenova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 2



Obrázek 59 Bland-Altmanova analýza Einhovenovy transformace – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body rozdílů měření dosahují vysokých hodnot a z toho důvodu není tato metoda dostačující pro klinickou praxi.

Tabulka 23 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 2

Svod x			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	0,94	99,06	99,36
Inverzní Dowerova transformace	2,35	97,65	96,19
QLSV metoda	1,36	98,63	99,58
Kvazi ortogonální transformace	3,72	96,28	83,36
Einhovenova transformace	7,27	92,73	87,95

Tabulka 24 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 2

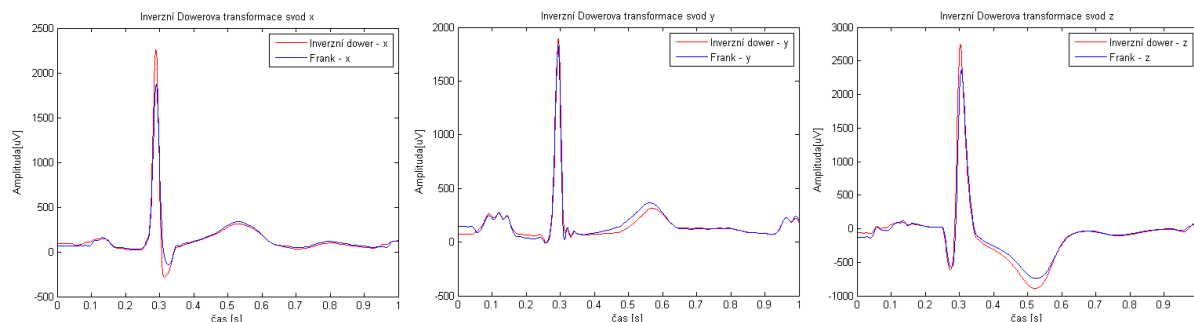
Svod y			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	1,52	98,48	97,77
Inverzní Dowerova transformace	5,26	94,73	76,96
QLSV metoda	4,01	95,99	89,62
Kvazi ortogonální transformace	5,35	94,65	89,74
Einhovenova transformace	84,70	15,30	4,10

Tabulka 25 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 2

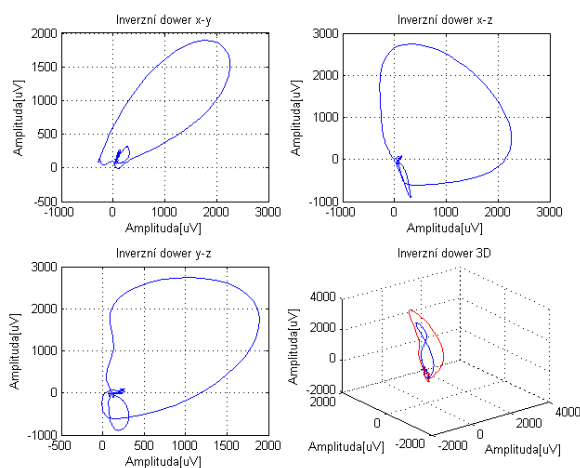
Svod z			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [-]
Korsova regresní metoda	1,85	98,85	99,36
Inverzní Dowerova transformace	3,67	96,33	96,30
QLSV metoda	1,82	98,18	99,16
Kvazi ortogonální transformace	1,68	98,32	97,58
Einhovenova transformace	-	-	-

6.2.1.3 Záznam č. 3

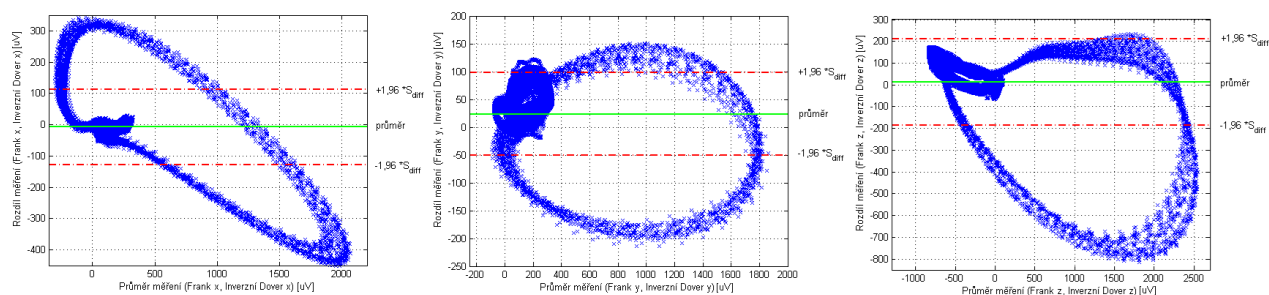
Dowerová transformace:



Obrázek 60 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 3



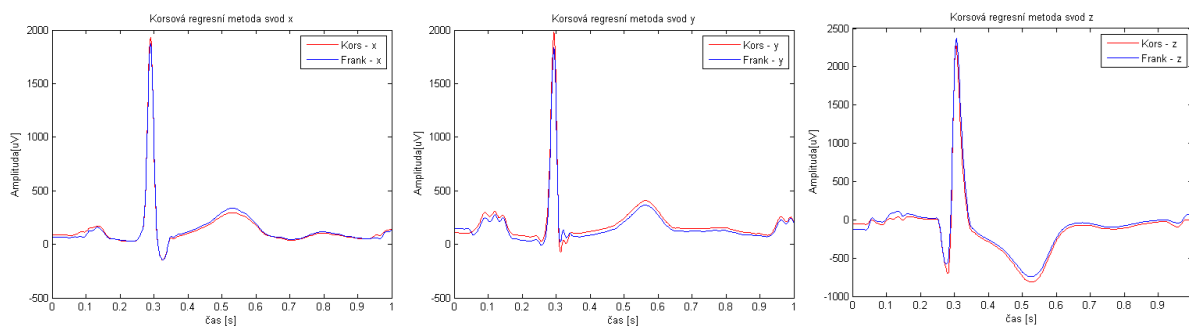
Obrázek 61 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 3



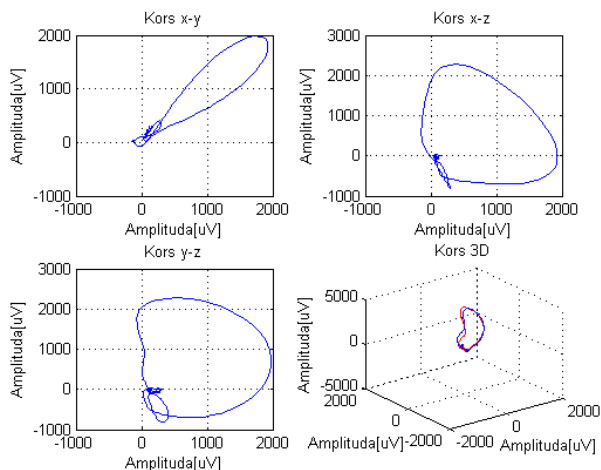
Obrázek 62 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 3

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty, ale rozdíly těchto měření jsou pro klinickou praxi nevyhovující. Peaks QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující z důvodu velkých rozdílů měření především v QRS komplexu.

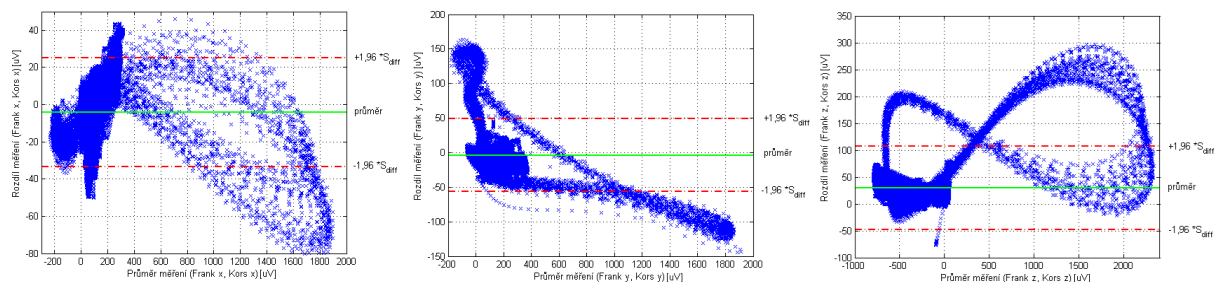
Korsová regresní metoda:



Obrázek 63 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank) – záznam č. 3



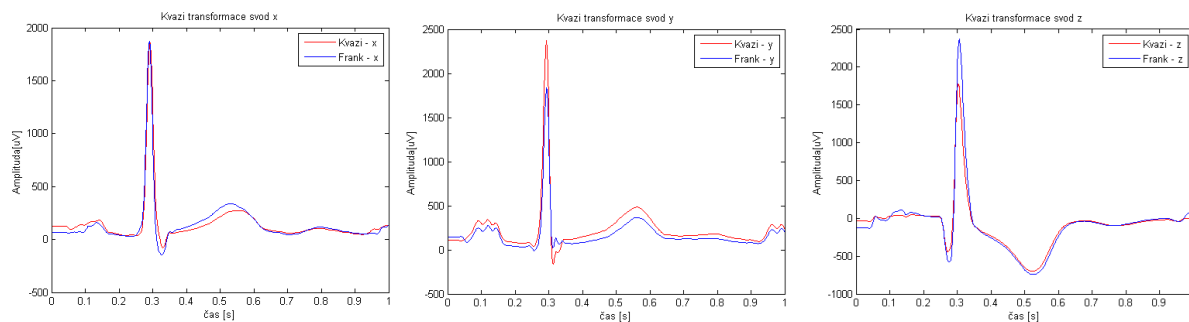
Obrázek 64 Korsova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 3



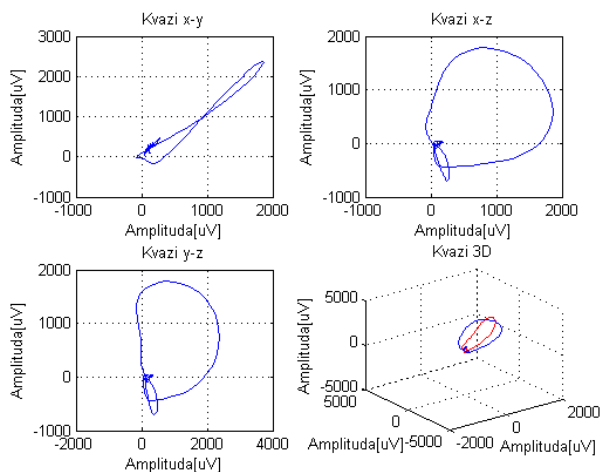
Obrázek 65 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 3

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peaks QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující.

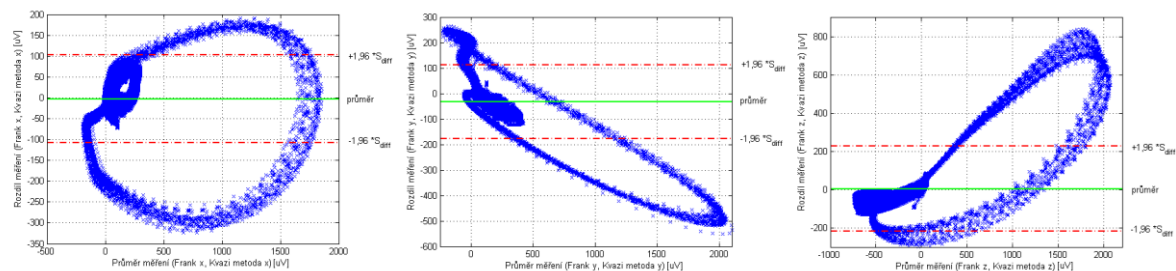
Kvazi ortogonální metoda:



Obrázek 66 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank) – záznam č. 3



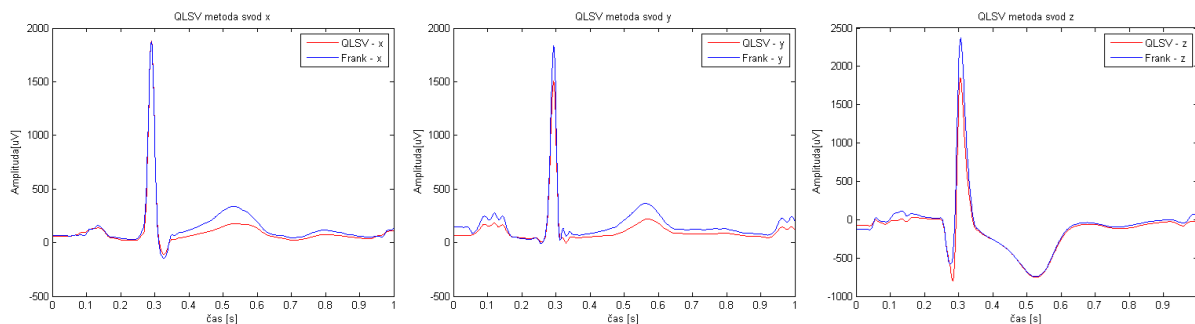
Obrázek 67 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus - záznam č. 3



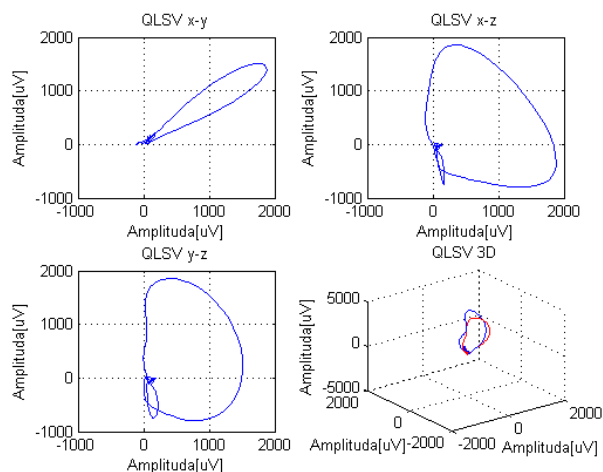
Obrázek 68 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 3

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peaky QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující.

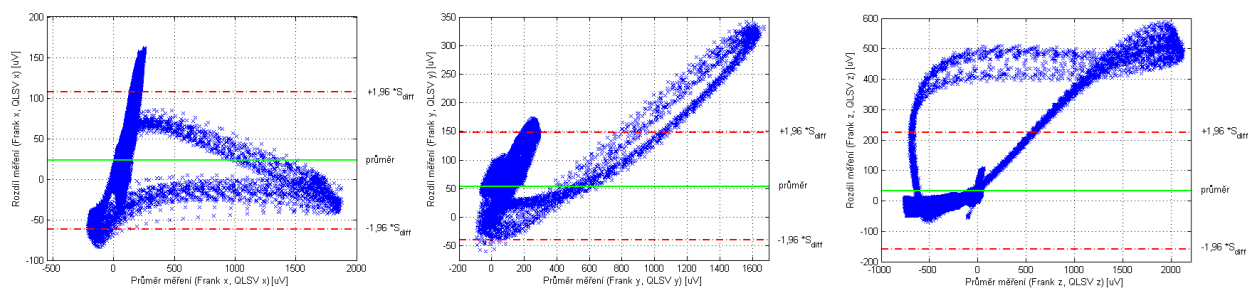
QLSV metoda:



Obrázek 69 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 3



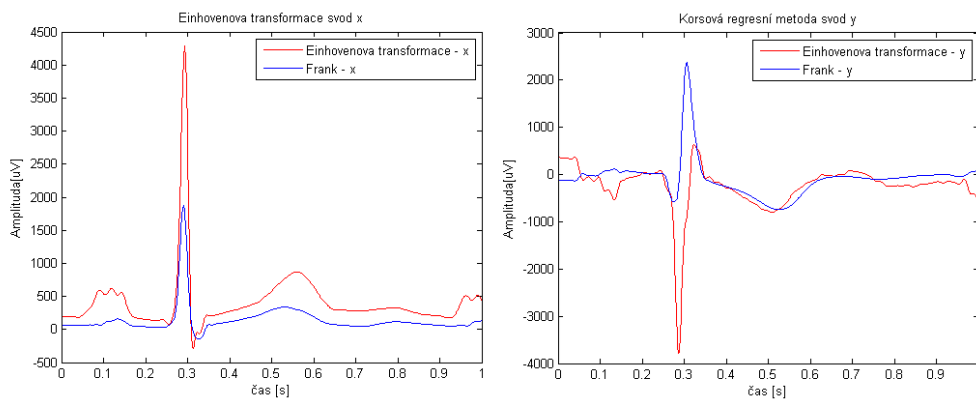
Obrázek 70 QLSV transformace pro jeden cyklus - záznam č. 3



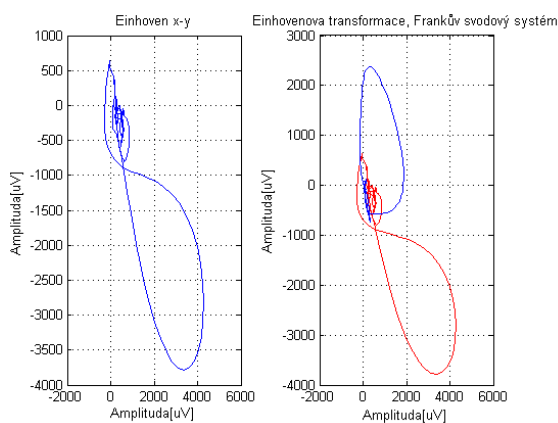
Obrázek 71 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 3

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peaky QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující především pro svod z.

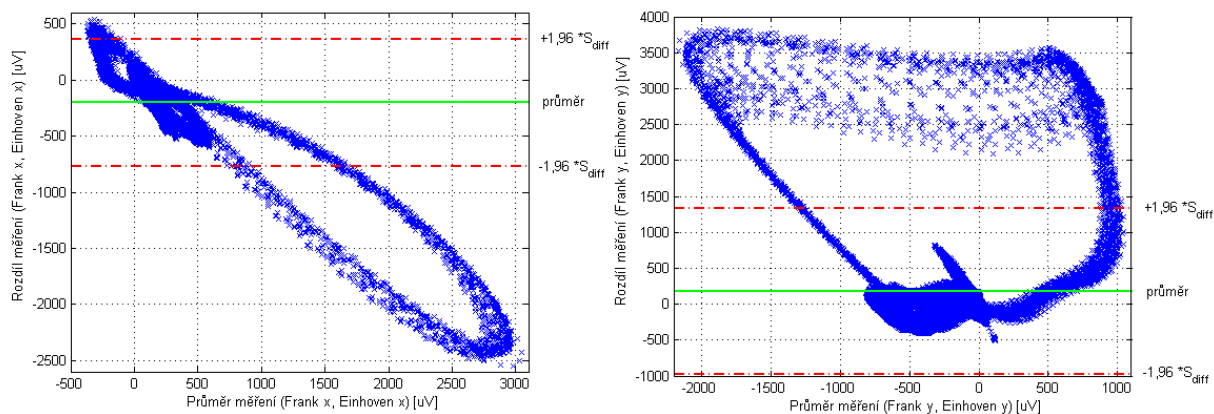
Einhovenova transformace:



Obrázek 72 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank) – záznam č. 3



Obrázek 73 Einhovenova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 3



Obrázek 74 Bland-Altmanova analýza Einhovenovy transformace – záznam č. 3

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body rozdílů měření dosahují vysokých hodnot a z toho důvodu není tato metoda dostačující pro klinickou praxi.

Tabulka 26 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 3

Svod x			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	0,56	99,44	99,78
Inverzní Dowerova transformace	1,07	98,93	98,31
QLSV metoda	1,48	98,52	98,23
Kvazi ortogonální transformace	1,46	98,54	97,30
Einhovenova transformace	10,15	89,58	95,32

Tabulka 27 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 3

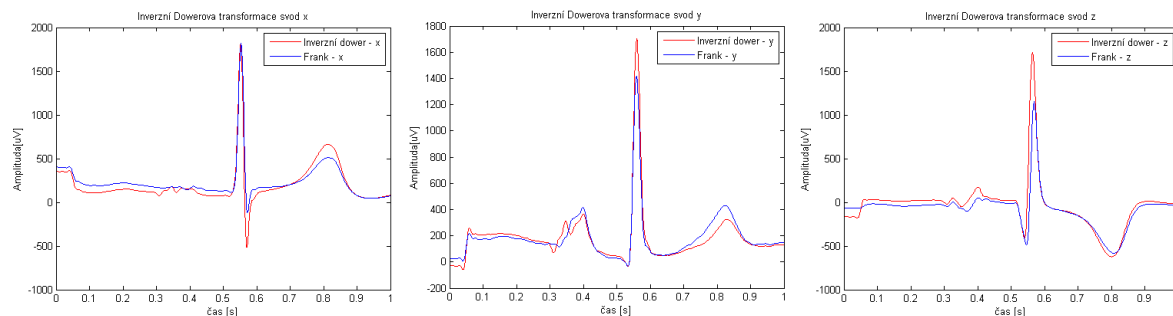
Svod y			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	0,73	99,28	99,51
Inverzní Dowerova transformace	1,52	98,48	98,48
QLSV metoda	2,81	97,19	98,80
Kvazi ortogonální transformace	2,34	97,66	98,80
Einhovenova transformace	7,70	92,29	14,67

Tabulka 28 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 3

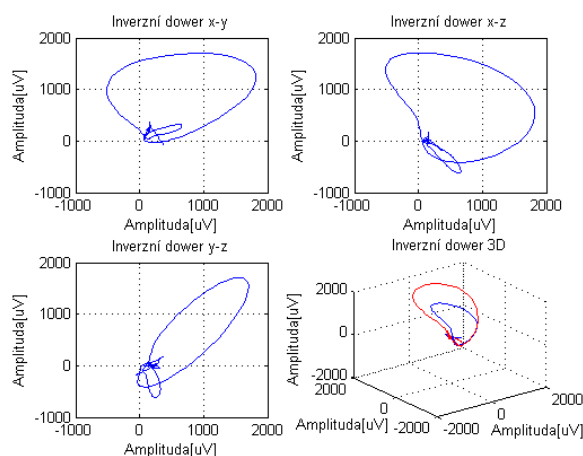
Svod z			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [-]
Korsova regresní metoda	0,94	99,06	99,63
Inverzní Dowerova transformace	1,50	98,50	98,23
QLSV metoda	1,28	98,72	98,63
Kvazi ortogonální transformace	1,53	98,47	98,52
Einhovenova transformace	-	-	-

6.2.1.4 Záznam č. 4

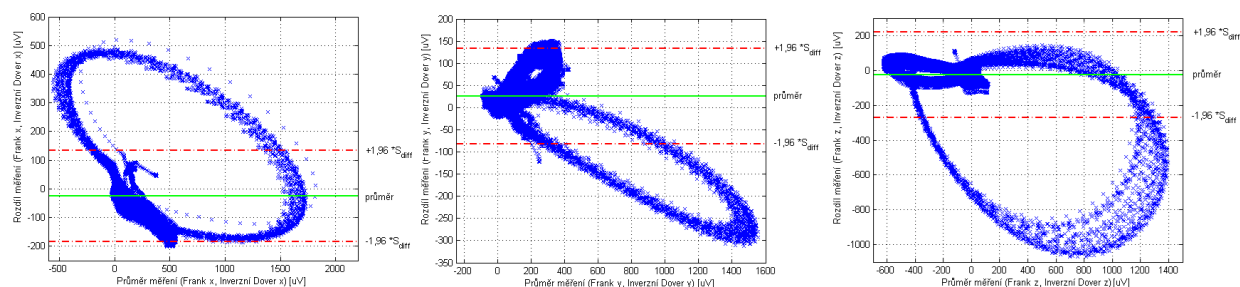
Dowerová transformace:



Obrázek 75 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 4



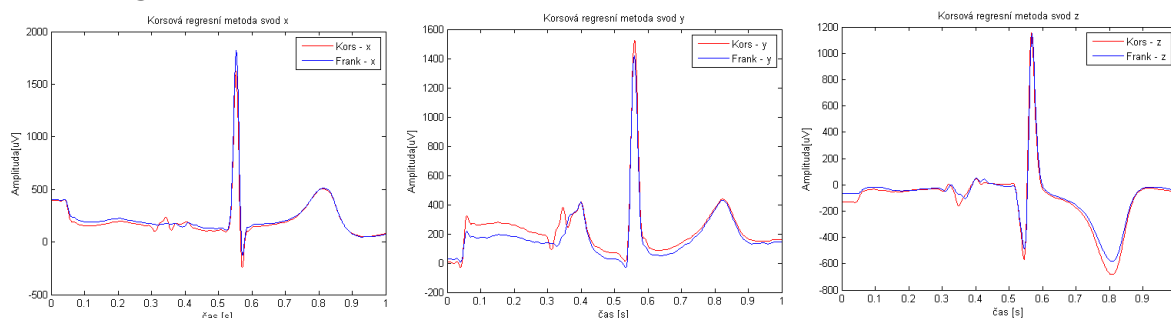
Obrázek 76 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 4



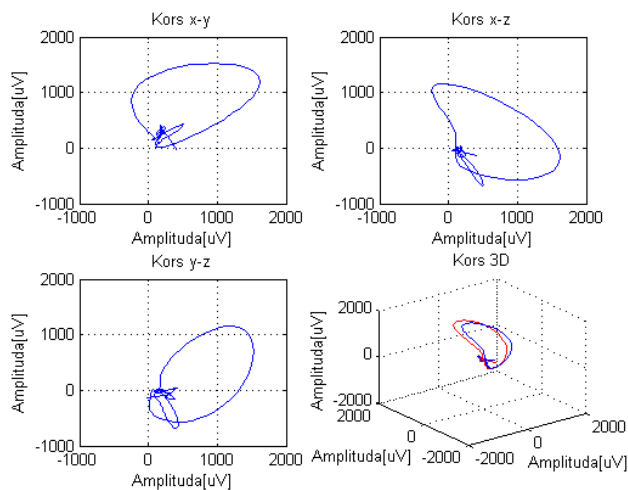
Obrázek 77 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 4

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty, ale rozdíly těchto měření jsou pro klinickou praxi nevyhovující. Peak QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující z důvodu velkých rozdílů měření především v QRS komplexu.

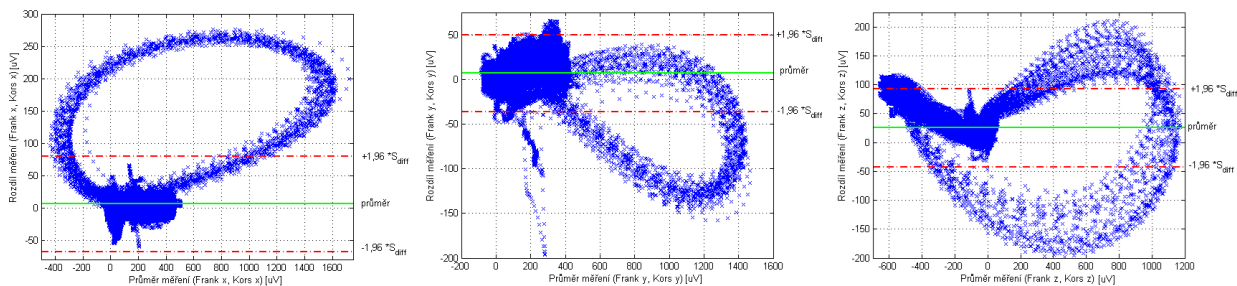
Korsová regresní metoda:



Obrázek 78 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank) – záznam č. 4



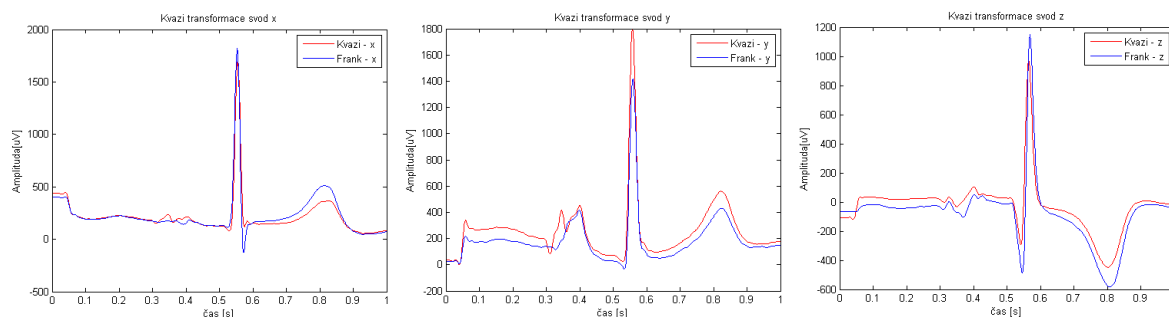
Obrázek 79 Korsova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 4



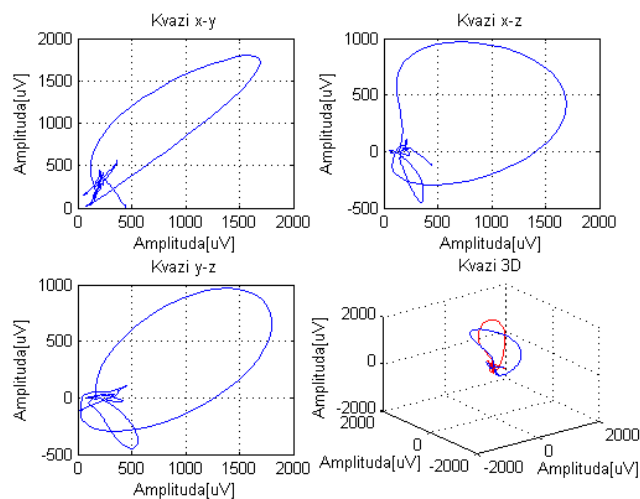
Obrázek 80 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 4

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující.

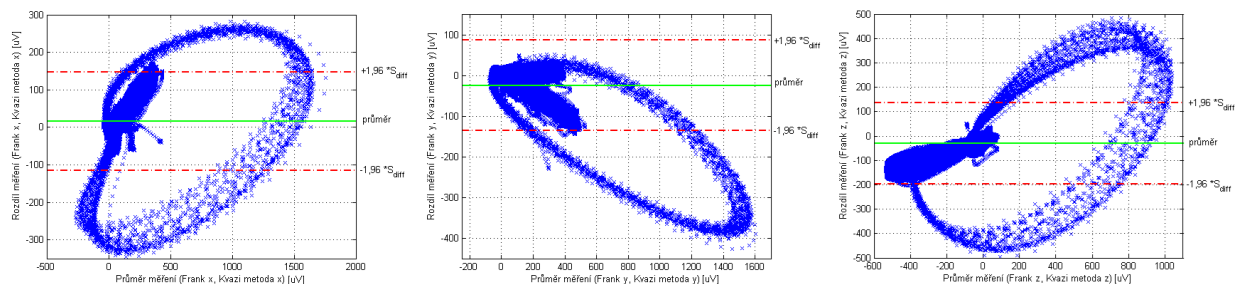
Kvazi ortogonální metoda:



Obrázek 81 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank) – záznam č. 4



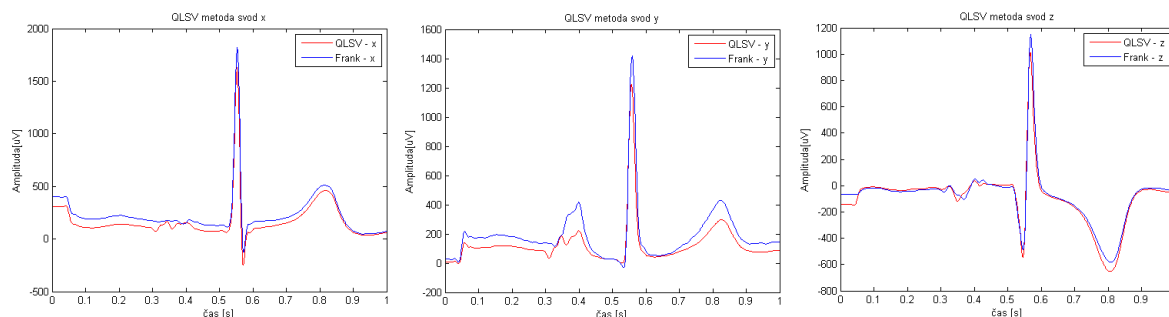
Obrázek 82 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus - záznam č. 4



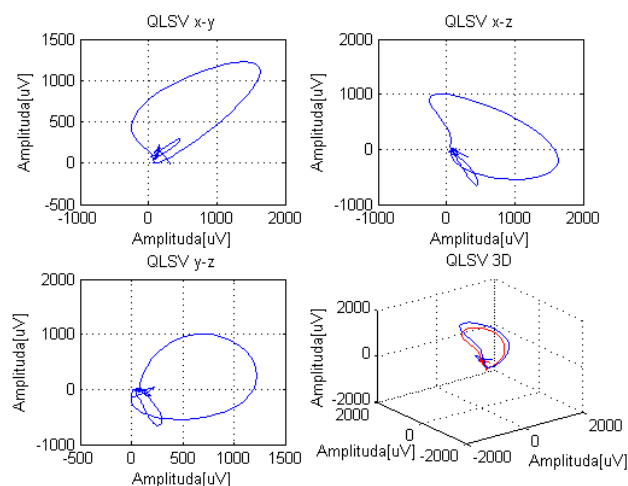
Obrázek 83 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 4

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující.

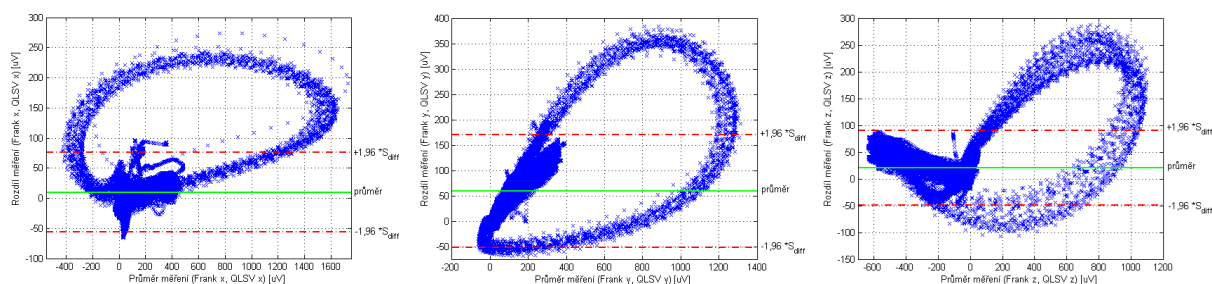
QLSV metoda:



Obrázek 84 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 4



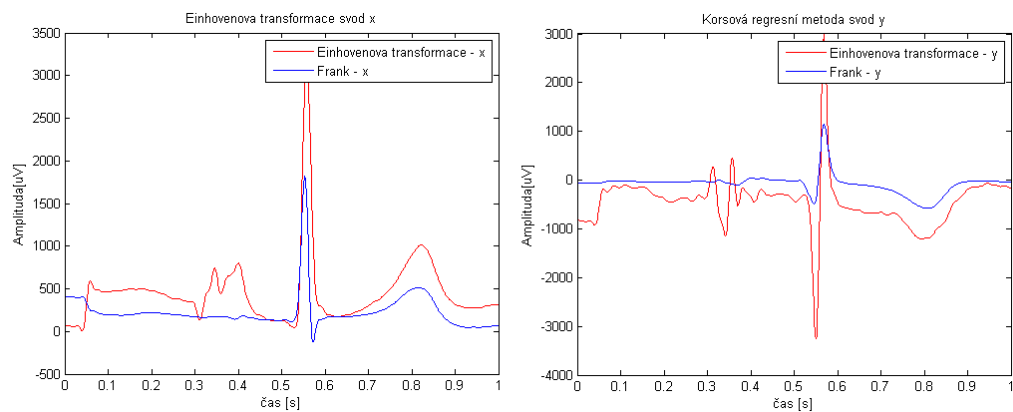
Obrázek 85 QLSV transformace pro jeden cyklus - záznam č. 4



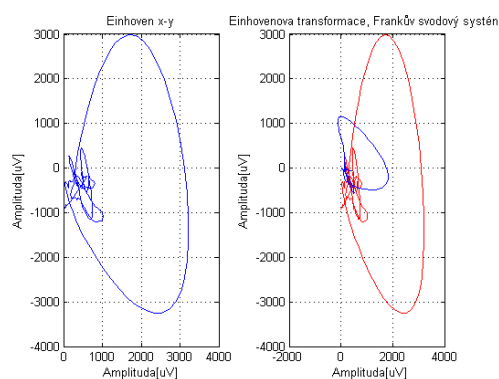
Obrázek 86 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 4

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující především pro svod z.

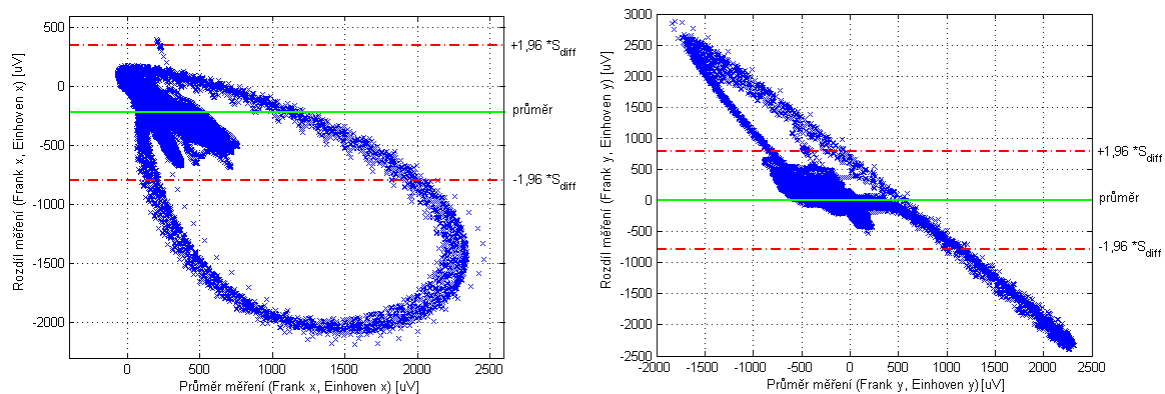
Einhovenova transformace:



Obrázek 87 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank) – záznam č. 4



Obrázek 88 Einthovenova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 4



Obrázek 89 Bland-Altmanova analýza Einthovenovy transformace – záznam č. 4

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body rozdílů měření dosahují vysokých hodnot a z toho důvodu není tato metoda dostačující pro klinickou praxi.

Tabulka 29 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 4

Svod x			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	0,67	99,33	98,87
Inverzní Dowerova transformace	2,21	97,79	95,25
QLSV metoda	0,78	99,22	99,16
Kvazi ortogonální transformace	1,84	98,15	95,93
Einhovenova transformace	10,49	89,51	79,00

Tabulka 30 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 4

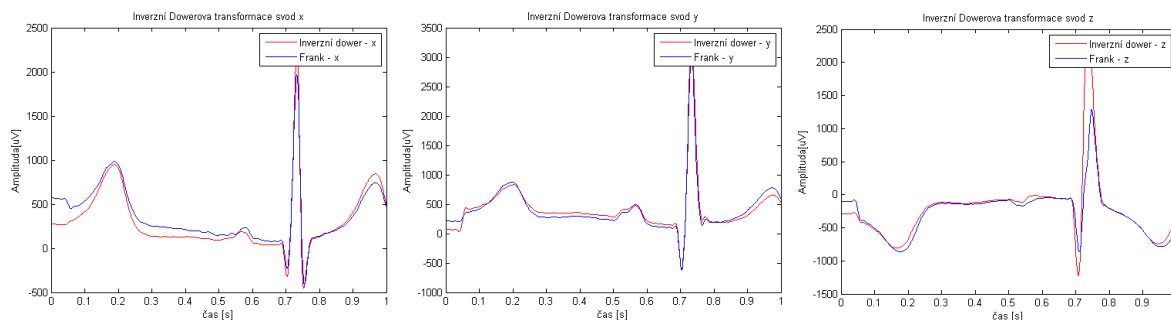
Svod y			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	1,02	98,98	99,48
Inverzní Dowerova transformace	2,75	97,25	97,43
QLSV metoda	4,12	95,88	97,42
Kvazi ortogonální transformace	2,02	97,98	98,83
Einhovenova transformace	11,58	88,42	85,91

Tabulka 31 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 4

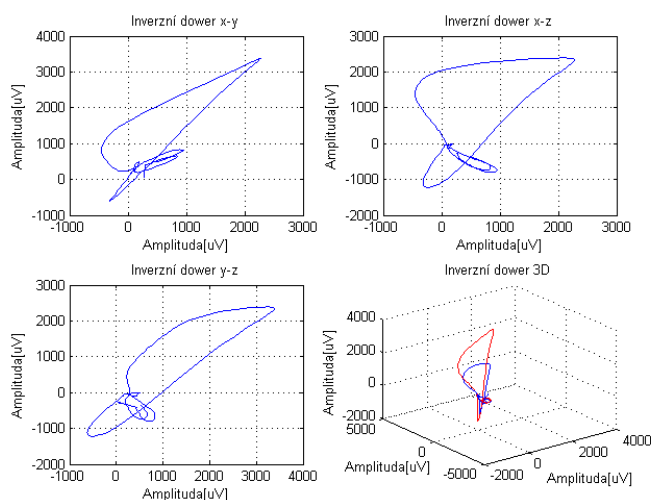
Svod z			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [-]
Korsova regresní metoda	1,59	98,41	99,08
Inverzní Dowerova transformace	2,53	97,47	91,12
QLSV metoda	1,27	98,72	98,81
Kvazi ortogonální transformace	2,84	97,15	94,65
Einhovenova transformace	-	-	-

6.2.1.5 Záznam č. 5

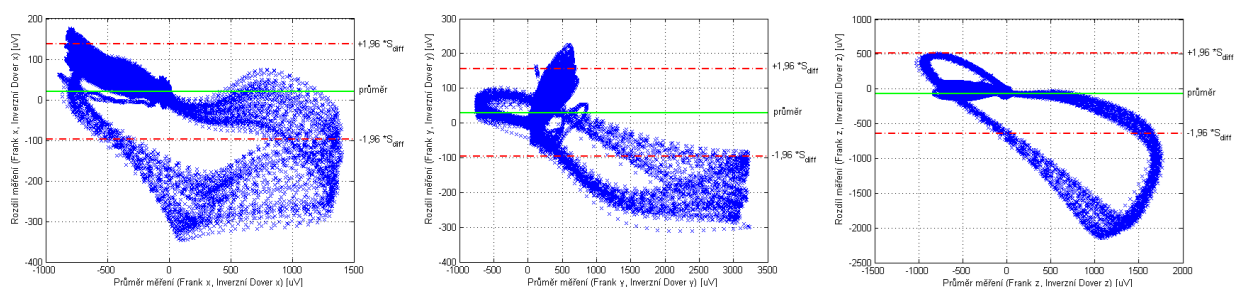
Dowerová transformace:



Obrázek 90 Porovnání křivek (Inverzní Dowerova transformace, Frank) – záznam č. 5



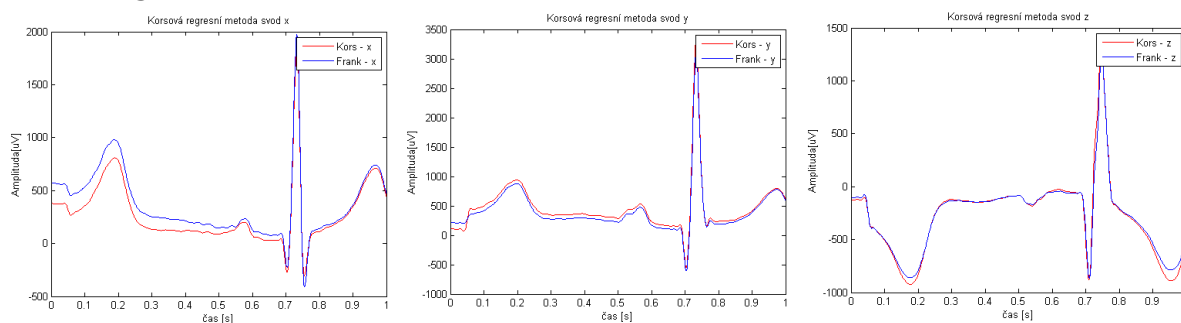
Obrázek 91 Inverzní Dower pro jeden cyklus – záznam č. 5



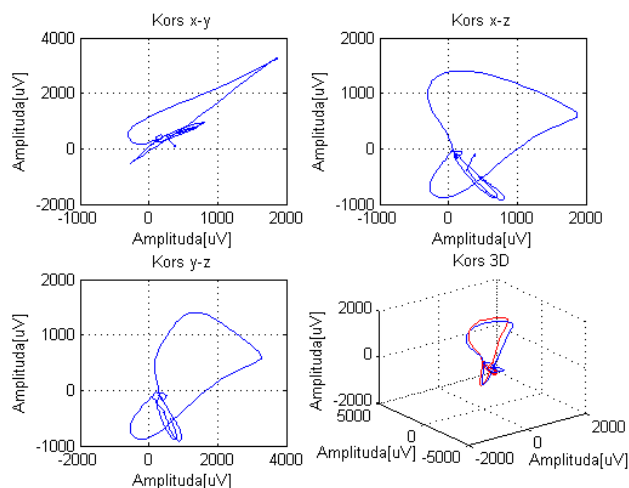
Obrázek 92 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace – záznam č. 5

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty, ale rozdíly těchto měření jsou pro klinickou praxi nevyhovující. Peaks QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující z důvodu velkých rozdílů měření především v QRS komplexu.

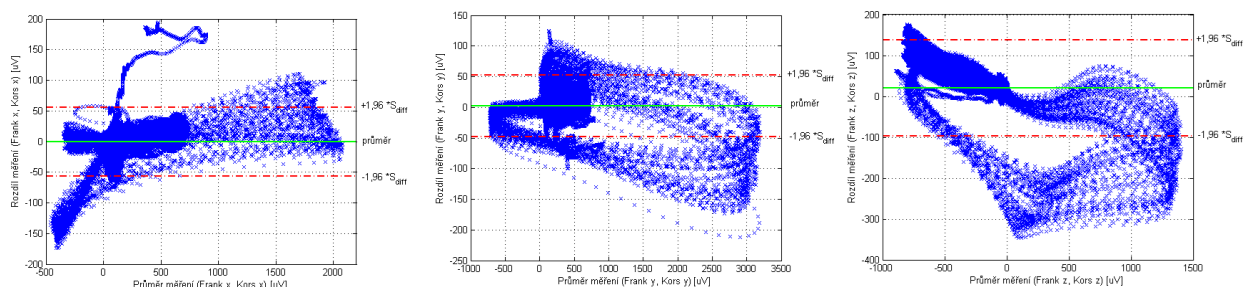
Korsová regresní metoda:



Obrázek 93 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank) – záznam č. 5



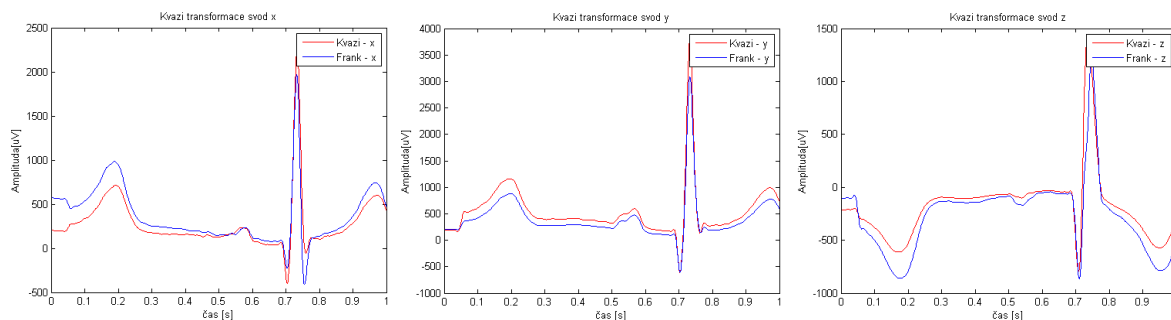
Obrázek 94 Korsova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 5



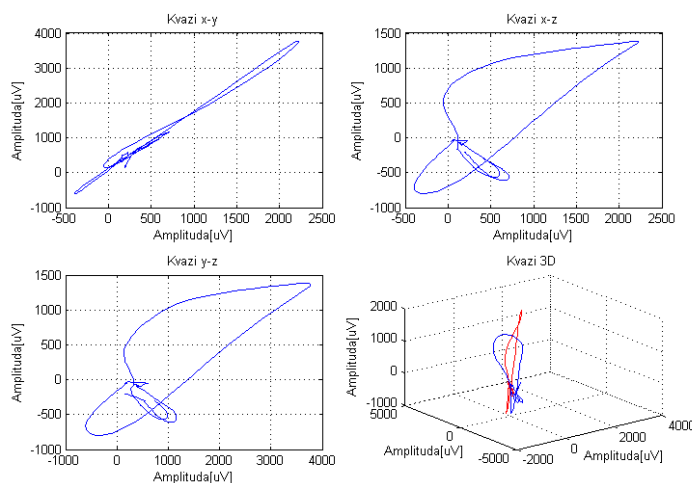
Obrázek 95 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody – záznam č. 5

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující.

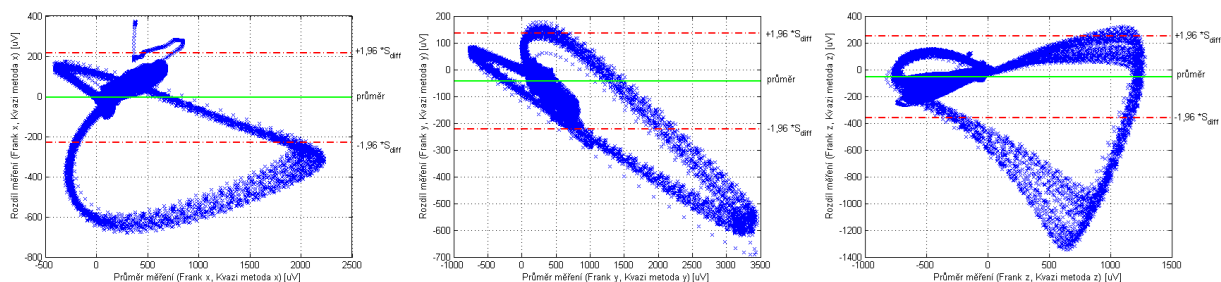
Kvazi ortogonální metoda:



Obrázek 96 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank) – záznam č. 5



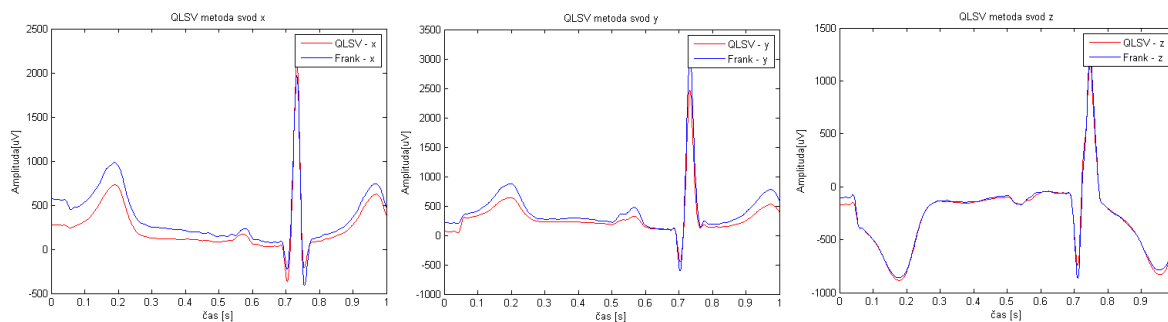
Obrázek 97 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus - záznam č. 5



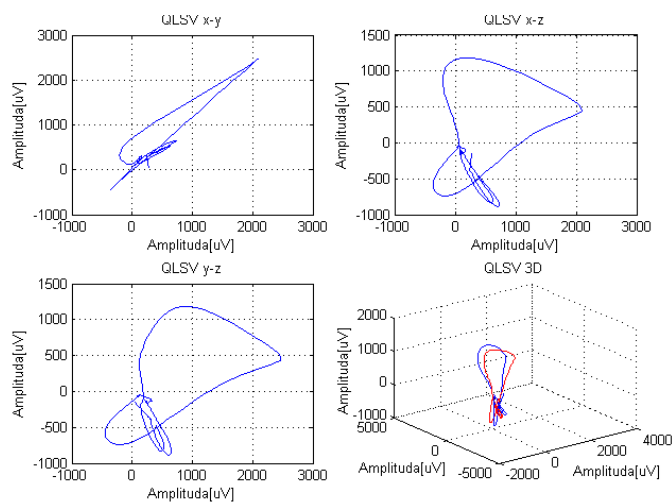
Obrázek 98 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody – záznam č. 5

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se výrazně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující.

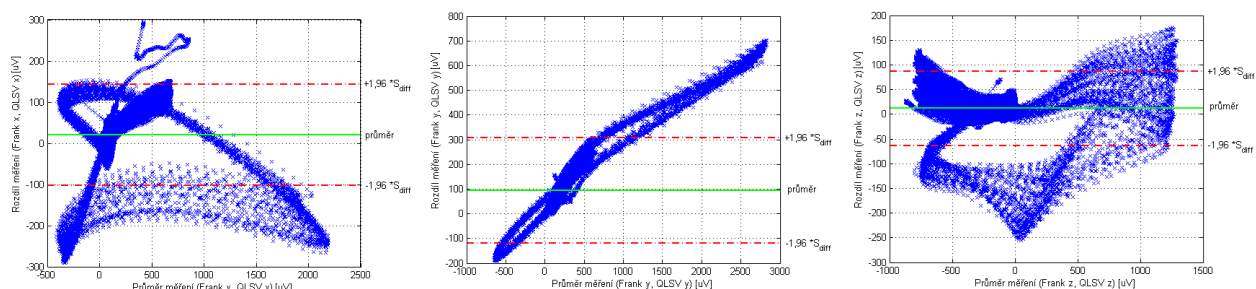
QLSV metoda:



Obrázek 99 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank) – záznam č. 5



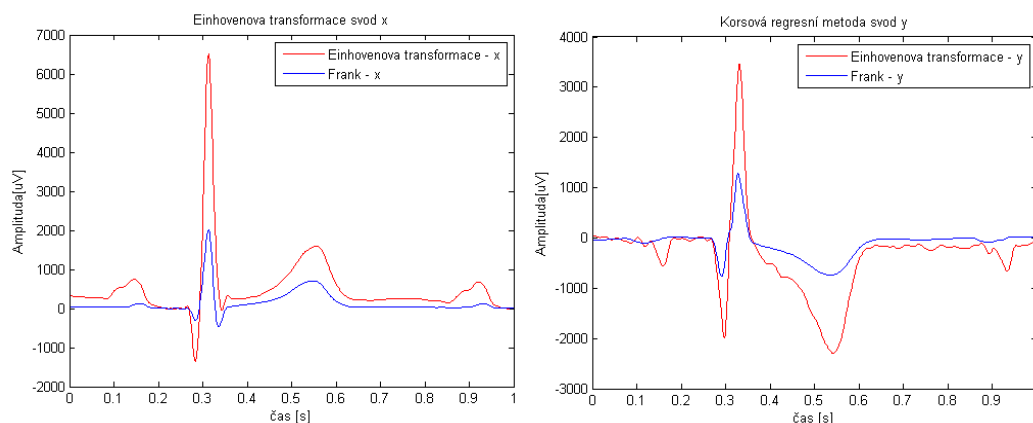
Obrázek 100 QLSV transformace pro jeden cyklus - záznam č. 5



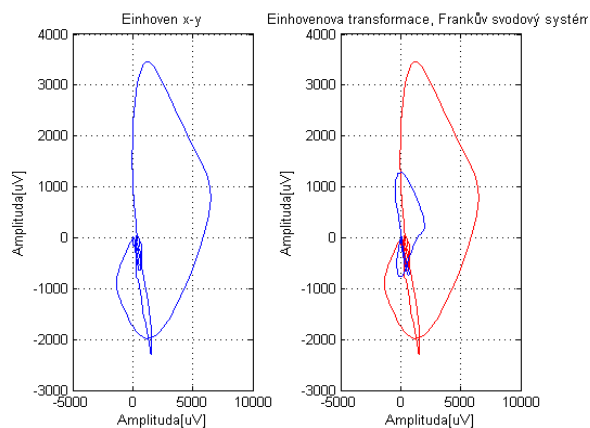
Obrázek 101 Bland-Altmanova analýza QLSV metody – záznam č. 5

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peaks QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující především pro svod z.

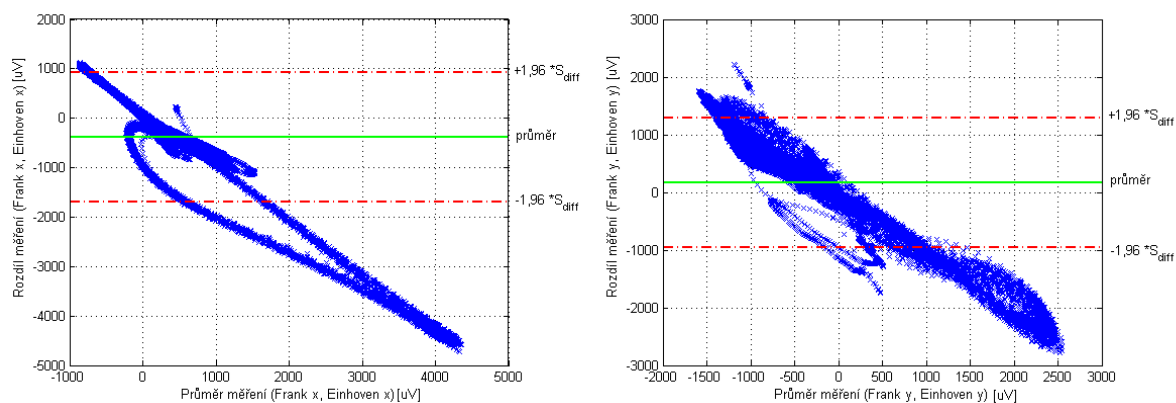
Einhovenova transformace:



Obrázek 102 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank) – záznam č. 5



Obrázek 103 Einthovenova transformace pro jeden cyklus - záznam č. 5



Obrázek 104 Bland-Altmanova analýza Einthovenovy transformace – záznam č. 5

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body rozdílů měření dosahují vysokých hodnot a z toho důvodu není tato metoda dostačující pro klinickou praxi.

Tabulka 32 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x – záznam č. 5

Svod x			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	0,63	99,37	99,65
Inverzní Dowerova transformace	1,30	98,70	99,43
QLSV metoda	1,65	98,34	98,02
Kvazi ortogonální transformace	2,20	97,79	94,20
Einhovenova transformace	16,25	83,75	91,91

Tabulka 33 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y – záznam č. 5

Svod y			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	0,40	99,60	99,86
Inverzní Dowerova transformace	1,23	98,77	99,17
QLSV metoda	2,55	97,45	99,64
Kvazi ortogonální transformace	1,36	98,64	99,66
Einhovenova transformace	16,67	83,33	94,82

Tabulka 34 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z – záznam č. 5

Svod z			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [-]
Korsova regresní metoda	1,81	98,19	99,19
Inverzní Dowerova transformace	4,24	95,76	84,57
QLSV metoda	1,09	98,90	99,25
Kvazi ortogonální transformace	3,17	96,83	88,05
Einhovenova transformace	-	-	-

Z výše uvedených fyziologických patientských záznamů lze pozorovat kolísavost jednotlivých transformačních metod aplikovaných na EKG signál. V příslušných tabulkách byly zaznamenány procentuální podobnosti, což reprezentuje procentuální podobnost transformované křivky ke křivce měřené frankovým svodovým systémem. Některé z těchto hodnot byly označeny zelenou barvou, což představovalo nejlepší procentuální výsledky oproti ostatním transformačním metodám v příslušném svodu, a světle červenou barvou pak byly značeny výsledky nejvíce rozdílné.

Ve svodu x a y dosáhla nejvyšší přesnosti Korsova regresní metoda a ve většině případů dosáhla podobnosti přesahující hranici 99 %.

Tabulka 35 Průměrná podobnost transformačních metod ve svodech x,y,z

Svod x						
Transformační metoda	Záznam č. 1	Záznam č. 2	Záznam č. 3	Záznam č. 4	Záznam č. 5	Průměrná podobnost
Korsova regresní metoda	98,72	99,06	99,44	99,33	99,37	99,184
Inverzní Dowerova transformace	98,67	97,65	98,93	97,79	98,70	98,348
QLSV metoda	97,65	98,63	98,52	99,22	98,34	98,472
Kvazi ortogonální transformace	98,12	96,28	98,54	98,15	97,79	97,776
Einhovenova transformace	90,09	92,73	89,58	89,51	83,75	89,132
Svod y						
Korsova regresní metoda	98,86	98,48	99,28	98,98	99,60	99,04
Inverzní Dowerova transformace	98,00	94,73	98,48	97,25	98,77	97,446
QLSV metoda	97,20	95,99	97,19	95,88	97,45	96,746
Kvazi ortogonální transformace	98,41	94,65	97,66	97,98	98,64	97,468
Einhovenova transformace	94,39	15,30	92,29	88,42	83,33	74,746
Svod z						
Korsova regresní metoda	98,98	98,15	99,06	98,41	98,19	98,558
Inverzní Dowerova transformace	98,37	96,33	98,50	97,47	95,76	97,286
QLSV metoda	99,06	98,18	98,72	98,72	98,90	98,716
Kvazi ortogonální transformace	98,10	98,32	98,47	97,15	96,83	97,774
Einhovenova transformace	-	-	-	-	-	-

V Tabulce 35 lze pozorovat, že nejlepších průměrných výsledků pro svod x a y dosáhla Korsova regresní metoda v obou případech přesahující hranici 99 %. Nejhorších výsledků v těchto svodech dosáhla Einhovenova transformace vypočtená pomocí goniometrických funkcí. Je to zapříčiněno nedokonalostí transformačních rovnic, které využívají tří Einhovenových svodů.

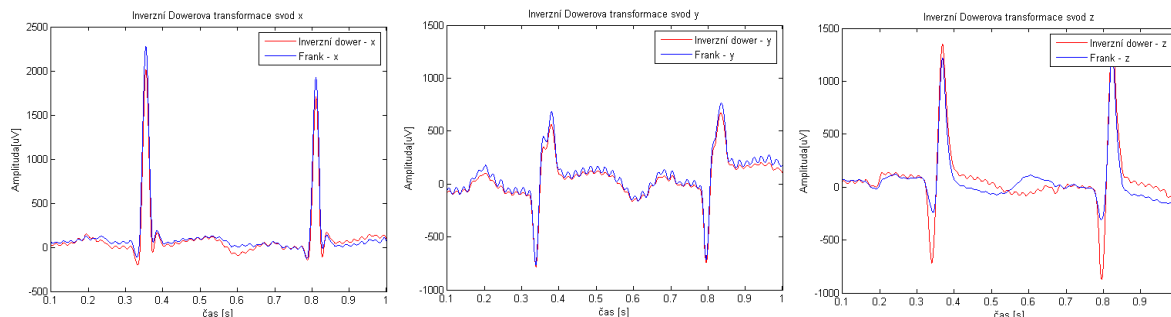
Pro svod z dosáhla nejlepších výsledků metoda nejmenších čtverců (QLSV metoda). Naopak nejhorších pak metoda inverzní dowerovy transformace. Einhovenova transformace je pro svod z nedefinovaná, jelikož původní třísvodový EKG záznam je měřen v rovině x-y, z toho vyplývá, že transformace jsou realizovatelné pouze do svodů x a y.

6.2.2 Vyhodnocení patologických záznamů

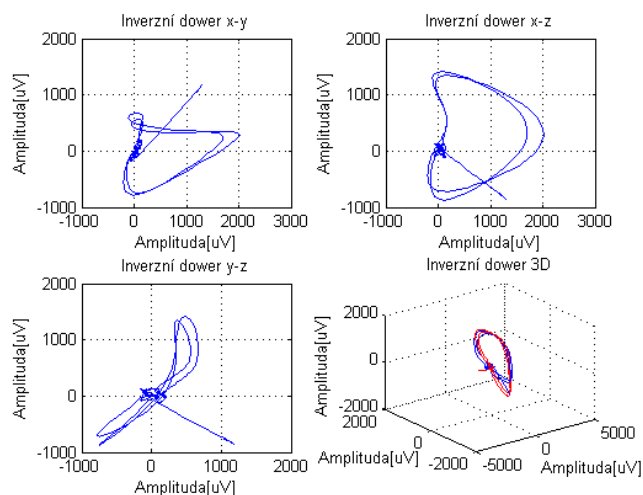
Pro vyhodnocení patologických záznamů byly náhodně vybrány dva patientské záznamy, kde byla stanovená diagnóza srdečního infarktu a dysrytmie.

6.2.2.1 Záznam č. 1

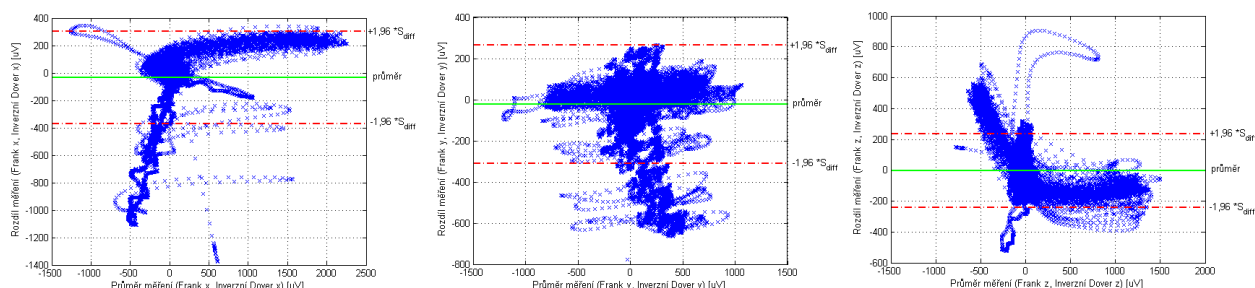
Dowerová transformace:



Obrázek 105 Porovnání křivek (Dowerova transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1



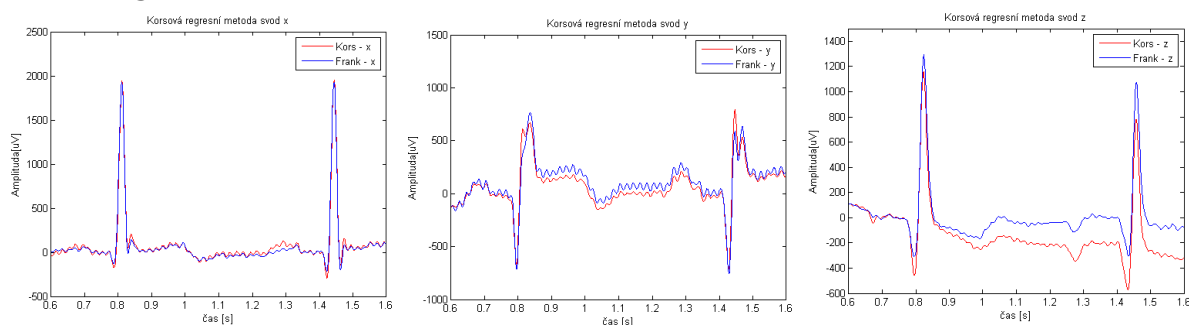
Obrázek 106 Inverzní Dower pro jeden cyklus (infarkt myokardu) – záznam č. 1



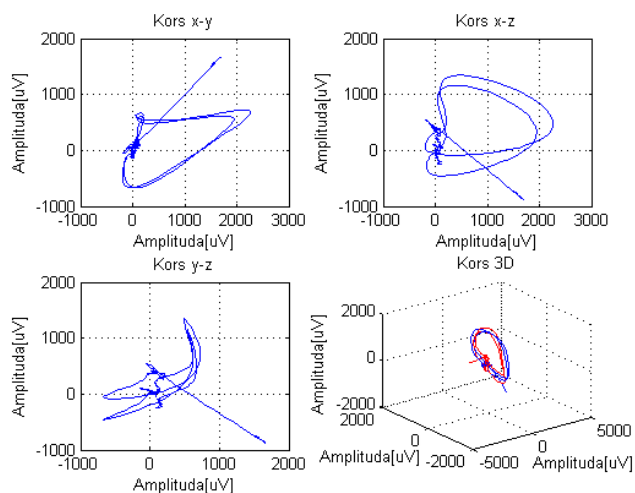
Obrázek 107 Bland-Altmanova analýza Dowerovy transformace (infarkt myokardu) – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se rovněž nacházejí kolem průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostatečující z důvodu větších rozdílů měření především v QRS komplexu oproti jiným transformačním metodám použitých u daného patologického záznamu.

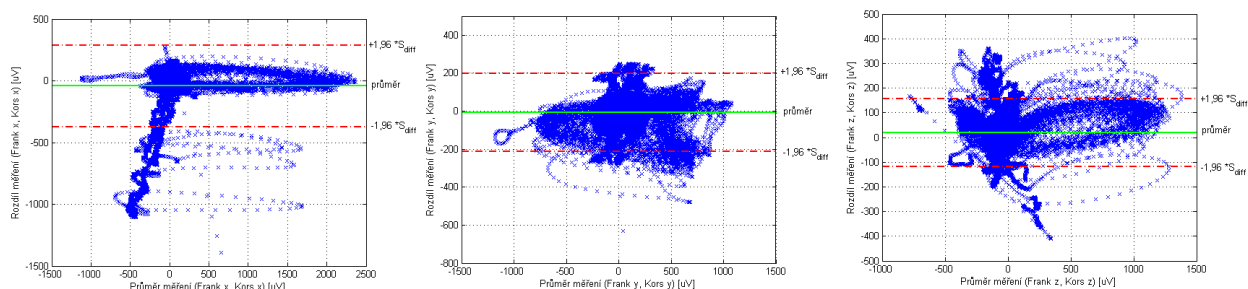
Korsová regresní metoda:



Obrázek 108 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1



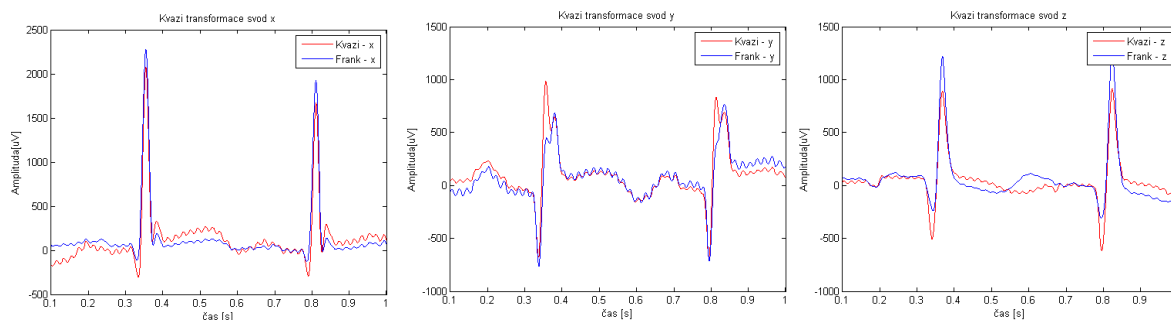
Obrázek 109 Korsova transformace pro jeden cyklus (infarkt myokardu) - záznam č. 1



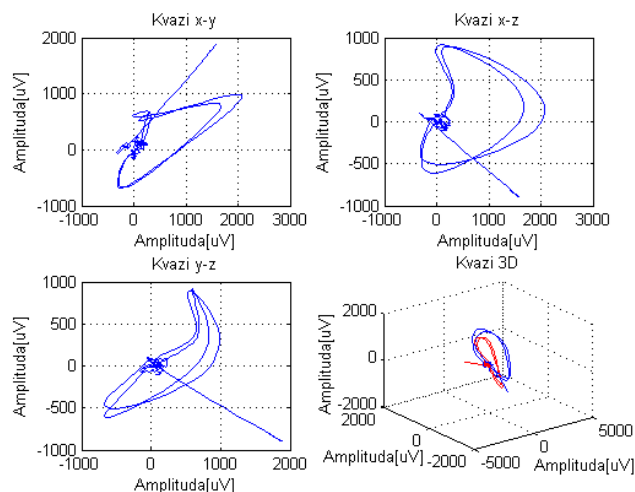
Obrázek 110 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody (infarkt myokardu) – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující pouze v případě informativního zobrazení.

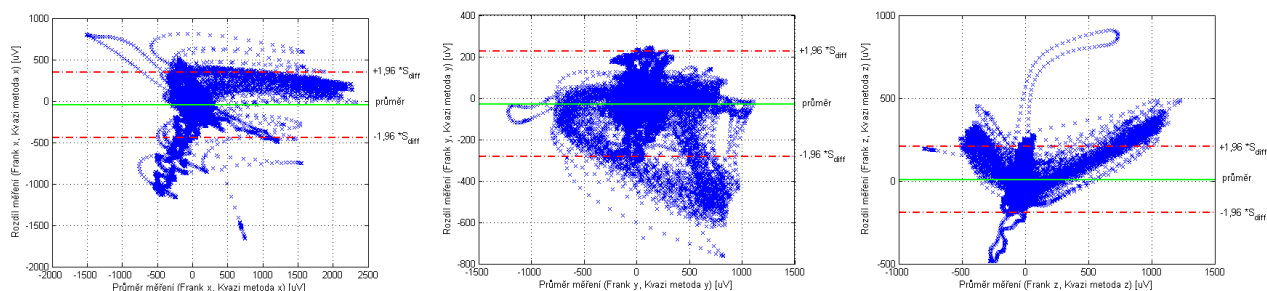
Kvazi ortogonální metoda:



Obrázek 111 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1



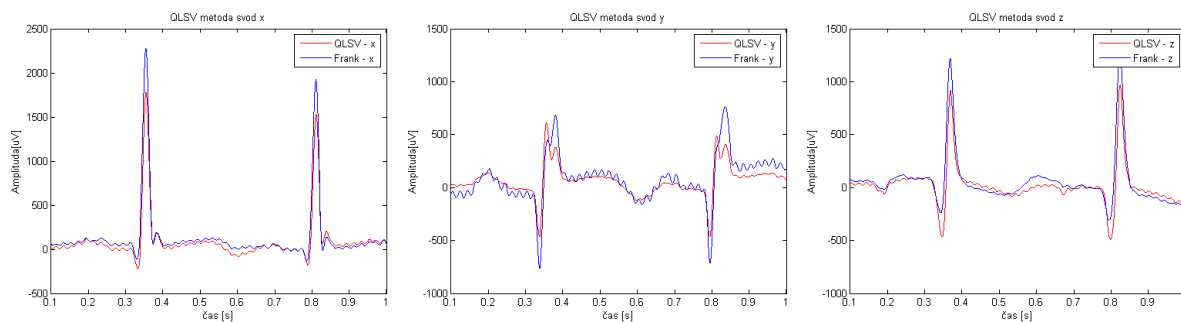
Obrázek 112 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus (infarkt myokardu) - záznam č. 1



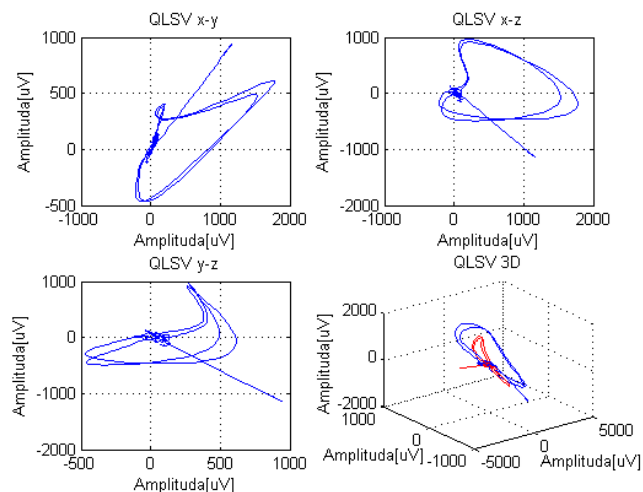
Obrázek 113 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody (infarkt myokardu) – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peaky QRS komplexu se rovněž nacházejí kolem průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující z důvodu větších rozdílů měření především v QRS komplexu oproti jiným transformačním metodám použitých u daného patologického záznamu.

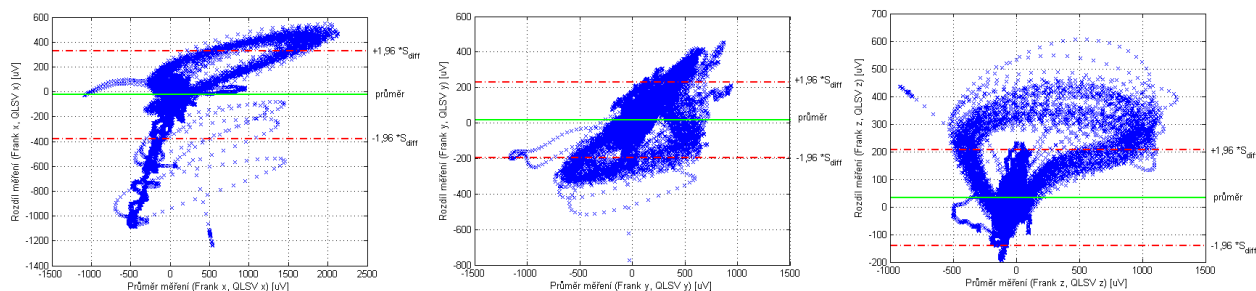
QLSV metoda:



Obrázek 114 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1



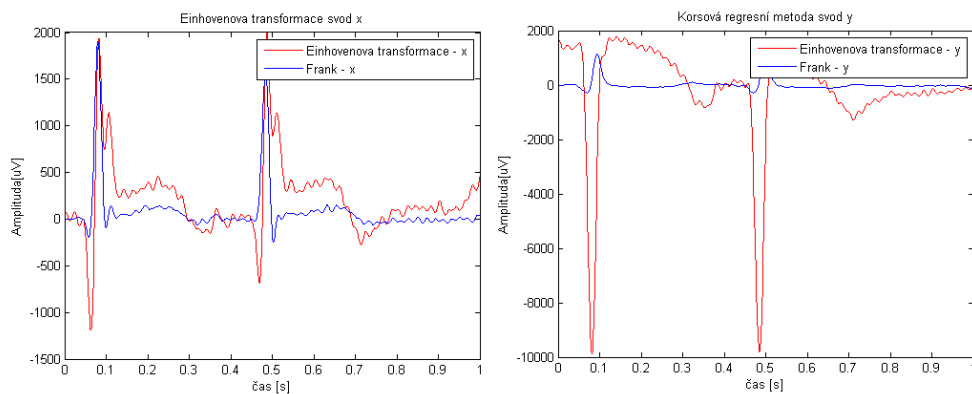
Obrázek 115 QLSV transformace pro jeden cyklus (infarkt myokardu) - záznam č. 1



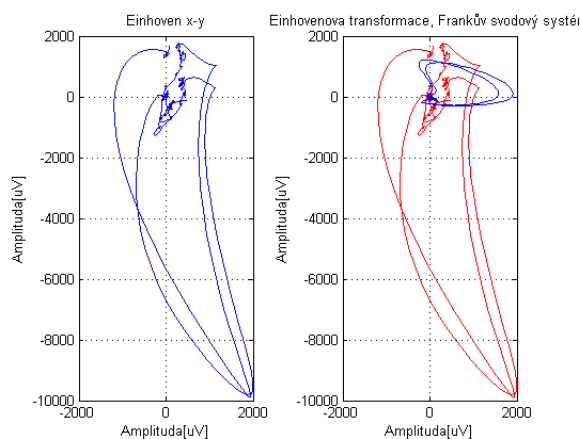
Obrázek 116 Bland-Altmanova analýza QLSV metody (infarkt myokardu) – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peaky QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody, avšak pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující z důvodu větších odchylek rozdílů měření oproti jiné použité transformační metodě.

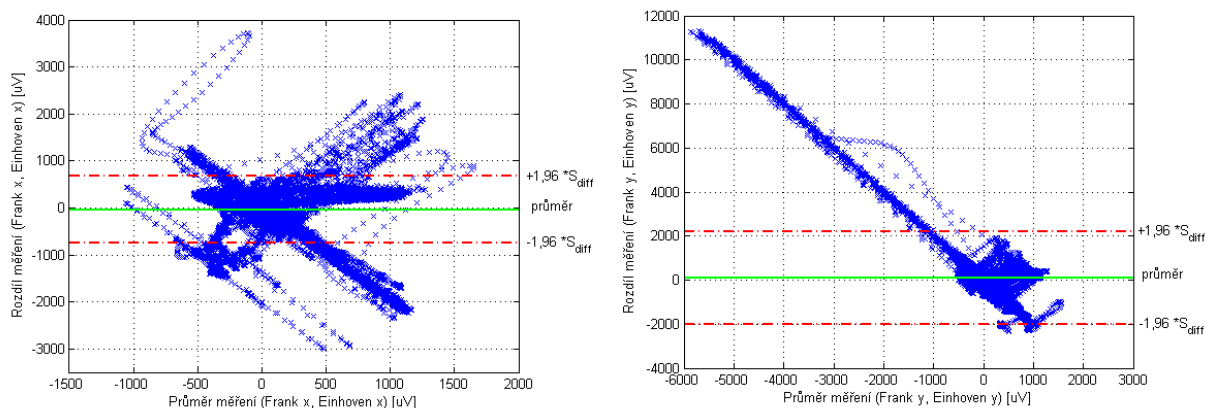
Einhovenova transformace:



Obrázek 117 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank), (infarkt myokardu) – záznam č. 1



Obrázek 118 Einthovenova transformace pro jeden cyklus (infarkt myokardu) - záznam č. 1



Obrázek 119 Bland-Altmanova analýza Einthovenovy transformace (infarkt myokardu) – záznam č. 1

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body rozdílů měření dosahují vysokých hodnot a z tohoto důvodu není tato metoda vhodná pro klinickou praxi.

Tabulka 36 Procentuální porovnání jednotlivých metod svodu x (infarkt myokardu) – záznam č. 1

Svod x			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	1,80	98,20	97,57
Inverzní Dowerova transformace	2,11	97,89	96,34
QLSV metoda	2,18	97,80	96,64
Kvazi ortogonální transformace	3,18	96,81	81,61
Einhovenova transformace	7,03	92,96	64,74

Tabulka 37 Procentuální porovnání jednotlivých metod svodu y (infarkt myokardu) – záznam č. 1

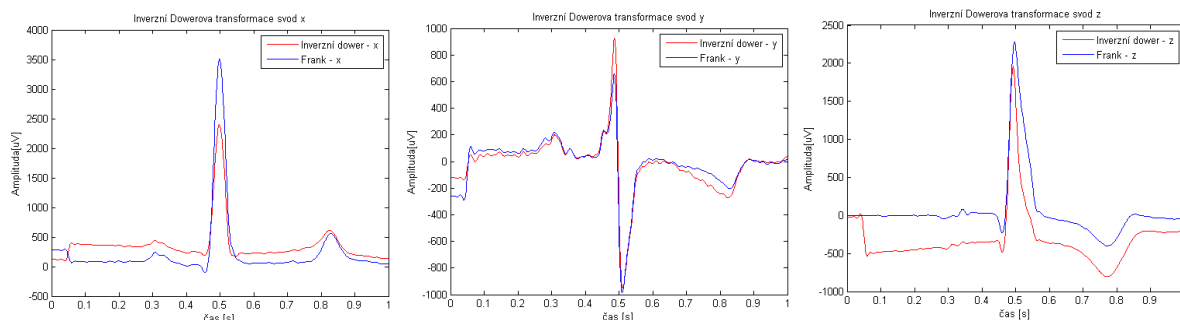
Svod y			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	2,06	97,94	94,45
Inverzní Dowerova transformace	2,96	97,03	77,01
QLSV metoda	2,82	97,20	89,98
Kvazi ortogonální transformace	2,48	97,51	82,80
Einhovenova transformace	49,50	50,50	34,87

Tabulka 38 Procentuální porovnání jednotlivých metod svodu z (infarkt myokardu) – záznam č. 1

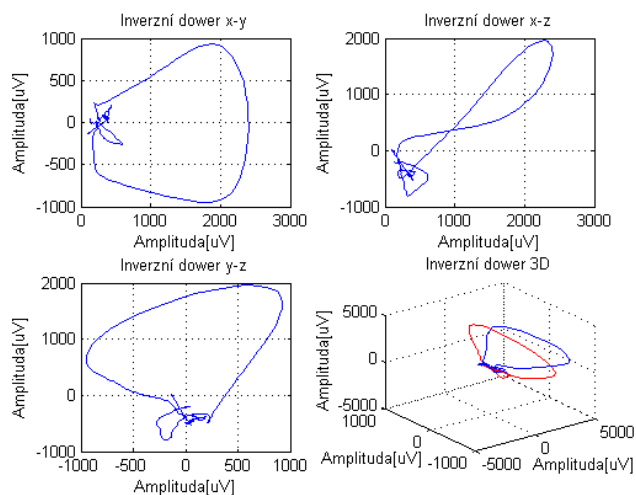
Svod z			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [-]
Korsova regresní metoda	2,19	97,81	93,05
Inverzní Dowerova transformace	3,87	96,13	88,75
QLSV metoda	2,56	97,43	89,98
Kvazi ortogonální transformace	3,27	96,72	86,73
Einhovenova transformace	-	-	-

6.2.2.2 Záznam č. 2

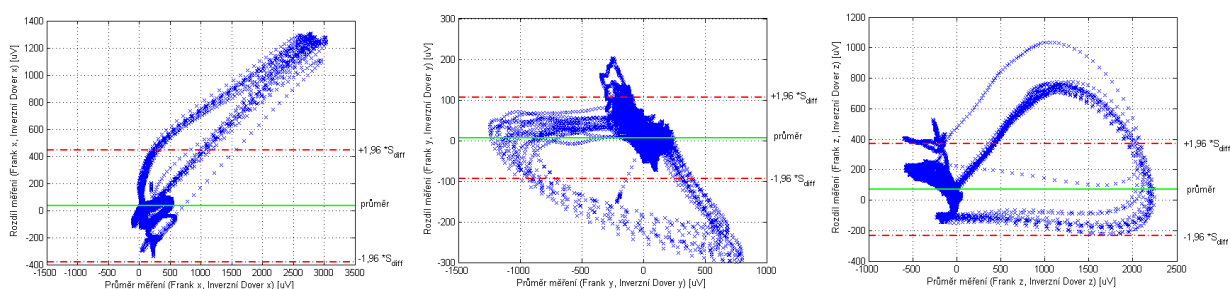
Dowerová transformace:



Obrázek 120 Porovnání křivek (Inv. Dowerova transformace, Frank), (dysrytmie) – záznam č. 2



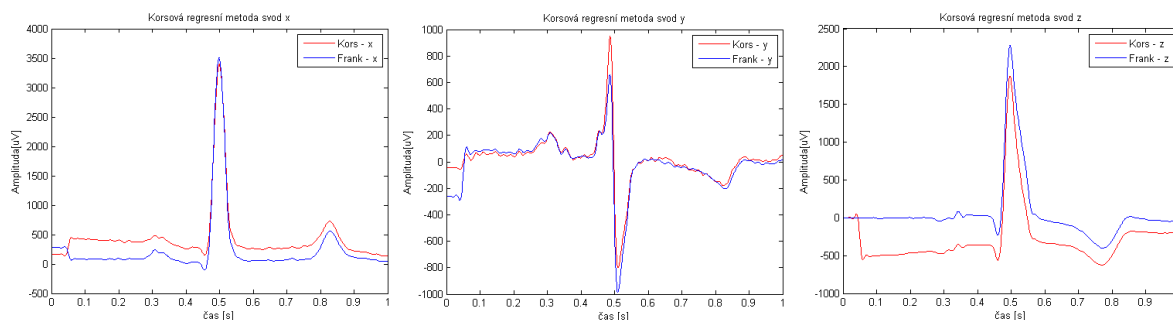
Obrázek 121 Inverzní Dower pro jeden cyklus (dysrytmie) – záznam č. 2



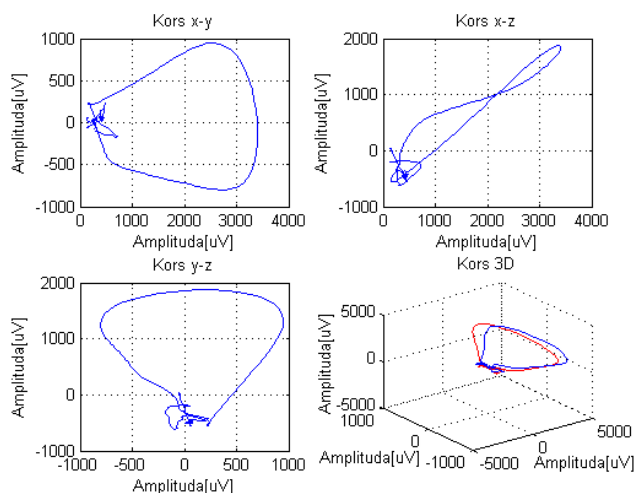
Obrázek 122 Bland-Altmanova analýza Inverzní Dowerovy transformace (infarkt myokardu) – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peaky QRS komplexu se rovněž nacházejí kolem průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující z důvodu větších rozdílů měření především v QRS komplexu oproti jiným transformačním metodám použitých u daného patologického záznamu.

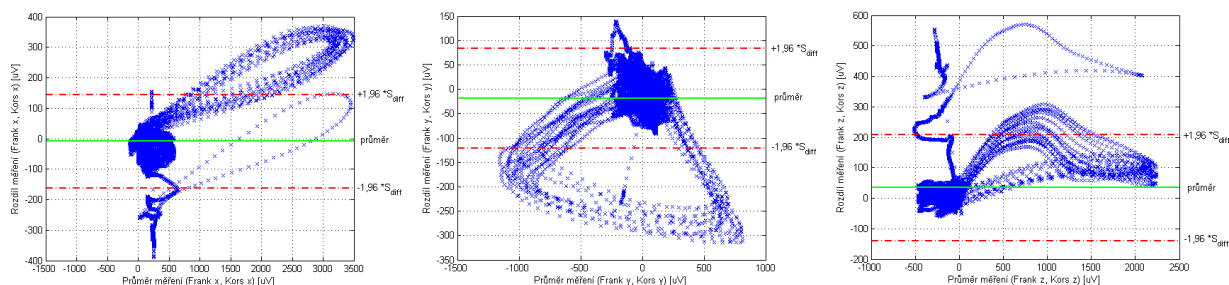
Korsová regresní metoda:



Obrázek 123 Porovnání křivek (Korsova transformace, Frank), (dysrhythmie) – záznam č. 2



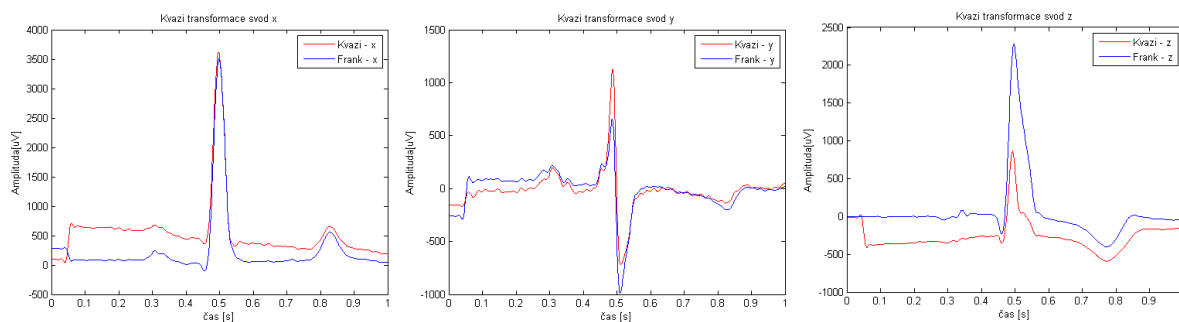
Obrázek 124 Korsova transformace pro jeden cyklus (dysrhythmie) - záznam č. 2



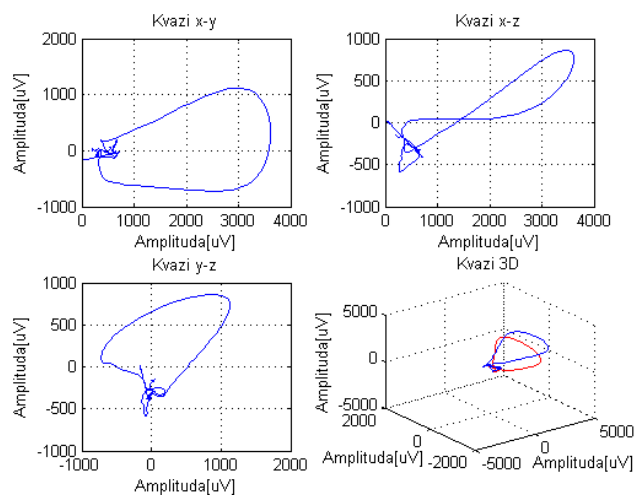
Obrázek 125 Bland-Altmanova analýza Korsovy regresní metody (infarkt myokardu) – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v těsné blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda dostačující pouze v případě informativního zobrazení.

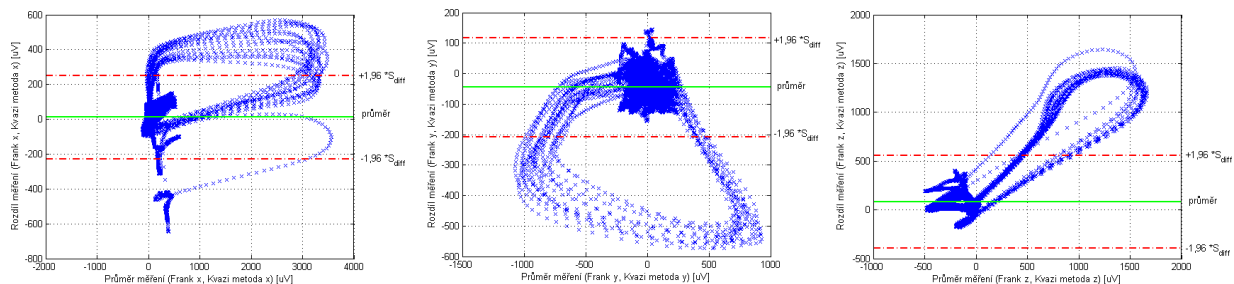
Kvazi ortogonální metoda:



Obrázek 126 Porovnání křivek (Kvazi ortogonální transformace, Frank), (dysrytmie) – záznam č. 2



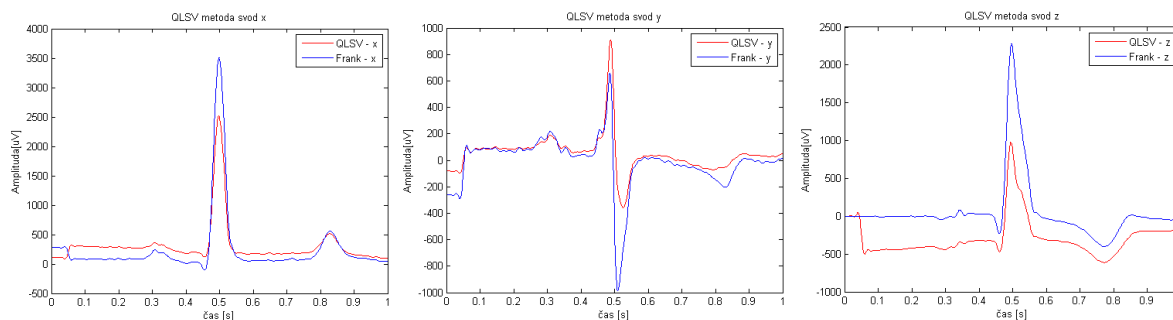
Obrázek 127 Kvazi ortogonální transformace pro jeden cyklus (dysrytmie) - záznam č. 2



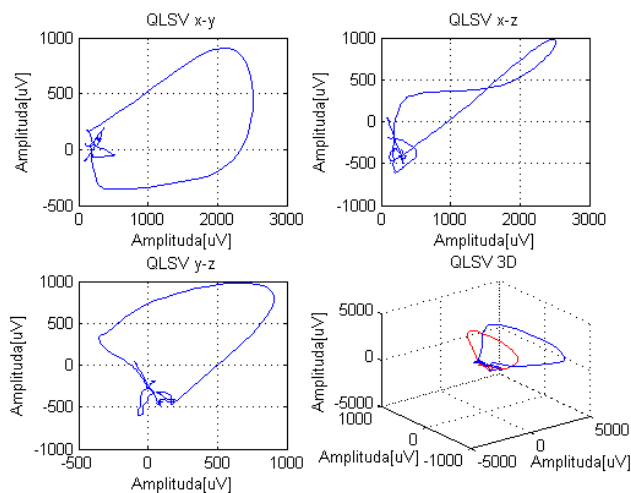
Obrázek 128 Bland-Altmanova analýza Kvazi ortogonální metody (infarkt myokardu) – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se rovněž nacházejí kolem průměrné hodnoty a intervalu limitů shody. Pro klinické hodnocení je tato metoda nedostačující z důvodu větších rozdílů měření především v QRS komplexu oproti jiným transformačním metodám použitých u daného patologického záznamu.

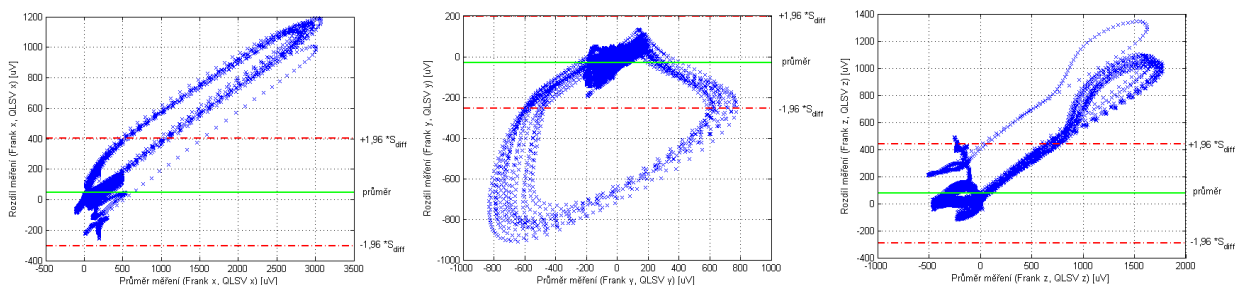
QLSV metoda:



Obrázek 129 Porovnání křivek (QLSV transformace, Frank), (dysrytmie) – záznam č. 2



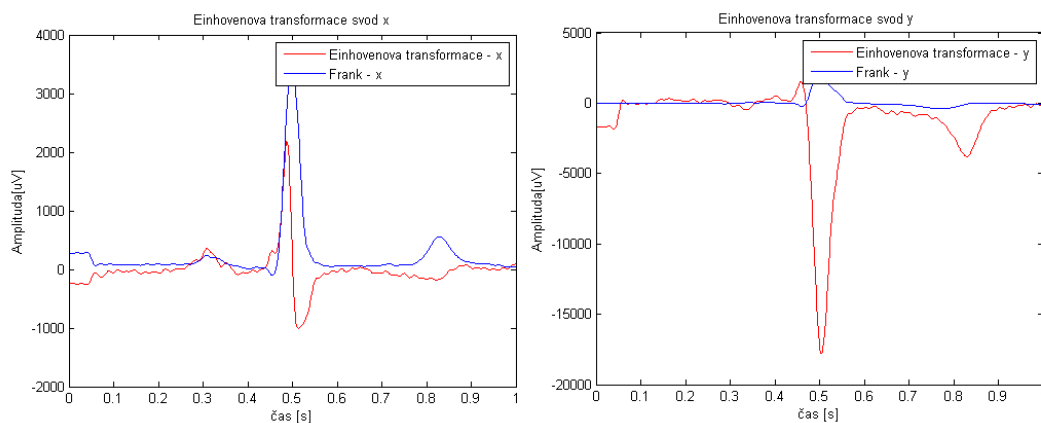
Obrázek 130 QLSV transformace pro jeden cyklus (dysrytmie) - záznam č. 2



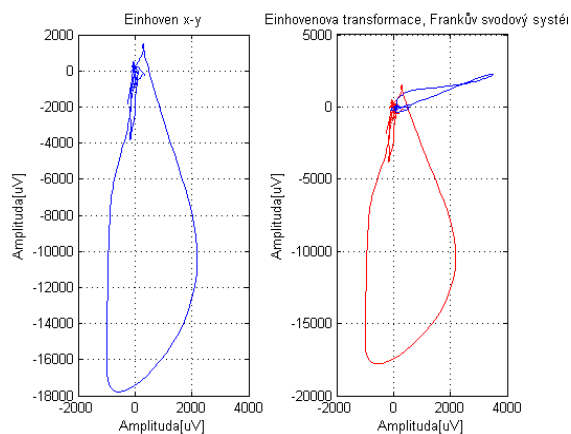
Obrázek 131 Bland-Altmanova analýza QLSV metody (infarkt myokardu) – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body vlny P a T oscilují v blízkosti průměrné hodnoty. Peak QRS komplexu se oproti jiným transformačním metodám méně vychylují od průměrné hodnoty a intervalu limitů shody, avšak pro klinické hodnocení je tato metoda nedostatečující z důvodu větších odchylek rozdílů měření oproti jiné použité transformační metodě.

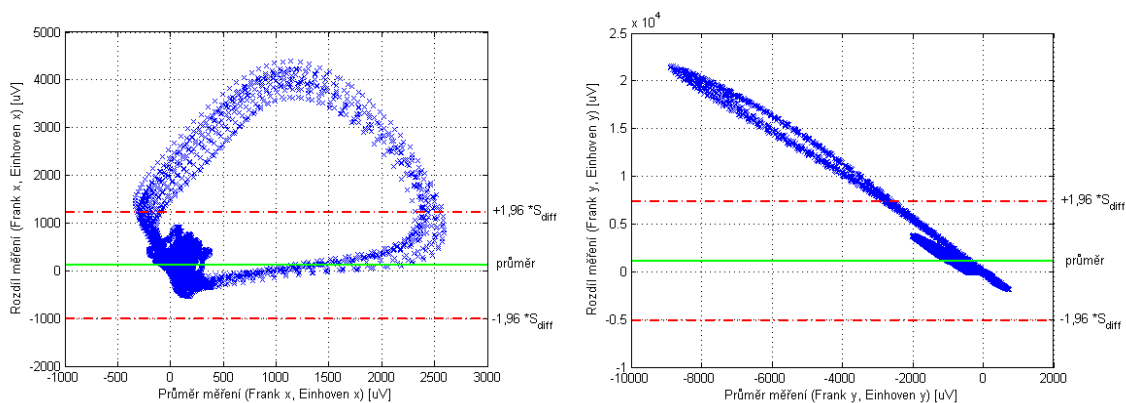
Einhovenova transformace:



Obrázek 132 Porovnání křivek (Einhovenova transformace, Frank), (dysrytmie) – záznam č. 2



Obrázek 133 Einthovenova transformace pro jeden cyklus (dysrytmie) - záznam č. 2



Obrázek 134 Bland-Altmanova analýza Einthovenovy transformace (infarkt myokardu) – záznam č. 2

Z B-A analýzy je patrné, že všechny body rozdílů měření dosahují vysokých hodnot a z tohoto důvodu není tato metoda vhodná pro klinickou praxi.

Tabulka 39 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod x (dysrytmie) – záznam č. 2

Svod x			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	1,05	98,95	99,17
Inverzní Dowerova transformace	2,05	97,95	97,42
QLSV metoda	1,74	98,26	99,08
Kvazi ortogonální transformace	1,60	98,40	97,33
Einhovenova transformace	7,63	92,36	63,14

Tabulka 40 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod y (dysrytmie) – záznam č. 2

Svod y			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [%]
Korsova regresní metoda	1,88	98,12	95,96
Inverzní Dowerova transformace	1,73	98,26	97,10
QLSV metoda	2,38	97,61	78,34
Kvazi ortogonální transformace	2,98	97,02	90,02
Einhovenova transformace	44,11	55,89	35,86

Tabulka 41 Procentuální porovnání jednotlivých metod pro svod z (dysrytmie) – záznam č. 2

Svod z			
Transformační metoda	Relativní odchylka [%]	Procentuální podobnost [%]	Korelační koeficient [-]
Korsova regresní metoda	1,56	98,44	97,28
Inverzní Dowerova transformace	1,96	98,04	91,59
QLSV metoda	2,95	97,05	93,02
Kvazi ortogonální transformace	3,45	96,54	84,78
Einhovenova transformace	-	-	-

6.3 Porovnání patologických a fyziologických patientských záznamů

Dále byla hodnocena relativní odchylka fyziologických a patologických patientských záznamů, přičemž patologický patientský záznam č. 1 představoval infarkt myokardu a záznam č. 2 dysrytmii. Bylo provedeno porovnání průměrné relativní odchylky všech fyziologických záznamů k jednotlivým patologickým záznamům.

Tabulka 42 Porovnání relativních odchylek pro fyziologické a patologické záznamy

Svod x			
Transformační metoda	Průměrná relativní odchylka fyziologických záznamů[%]	Relativní odchylka [%] patologie č. 1	Relativní odchylka [%] patologie č. 2
Korsova regresní metoda	0,82	1,80	1,05
Inverzní Dowerova transformace	1,67	2,11	2,05
QLSV metoda	1,53	2,18	1,74
Kvazi ortogonální transformace	2,23	3,18	1,60
Einhovenova transformace	10,87	7,03	7,63
Svod y			
Korsova regresní metoda	0,96	2,06	1,88
Inverzní Dowerova transformace	2,56	2,96	1,73
QLSV metoda	3,26	2,82	2,38
Kvazi ortogonální transformace	2,53	2,48	2,98
Einhovenova transformace	25,25	49,50	44,11
Svod z			
Korsova regresní metoda	1,44	2,19	1,56
Inverzní Dowerova transformace	2,72	3,87	1,96
QLSV metoda	1,28	2,56	2,95
Kvazi ortogonální transformace	2,23	3,27	3,45
Einhovenova transformace	-	-	-

Z Tabulky 42 lze vyčíst, že pro svod x dosahuje nejmenších hodnot relativní odchylky Korsova regresní metoda pro všechny typy záznamu. Největších hodnot relativní odchylky dosahuje Einhovenova transformace.

Ve svodu y dosahuje nejmenších hodnot relativní odchylky pro fyziologický a patologický záznam č. 1 rovněž Korsova regresní metoda a pro patologický záznam č. 2 inverzní Dowerova transformace. Největších hodnot relativní odchylky zde dosahuje opět Einhovenova transformace.

Pro svod z pro fyziologický záznam dosahuje nejmenších hodnot relativní odchylky QLSV transformace a pro patologické záznamy Korsova regresní metoda. Největších hodnot relativní odchylky zde dosahuje pro fyziologický záznam a patologický záznam č. 1 inverzní Dowerová transformace a pro patologický záznam č. 2 Kvazi ortogonální transformace.

7. Diskuse a shrnutí výsledků

Po zpracování patientských dat bylo možné hodnotit relativní odchylky jednotlivých transformačních metod použitých na EKG záznam. Tyto transformované křivky byly následně porovnávány s křivkou měřenou Frankovým svodovým systémem. Předpokládaným cílem bylo zjistit a patřičnými vyhodnocovacími metodami vyhodnotit, která z transformačních metod dosáhne nejmenších odchylek od křivky měřené frankovým svodovým systémem. Jak lze vysledovat z předchozí kapitoly, nejpřívětivějších výsledků dosáhla ve fyziologických patientských záznamech Korsova regresní metoda, která může dle výsledků posloužit pro informační účely v klinické praxi. Samozřejmě je zde potřeba postupovat s opatrností, neboť počet výsledků zde uvedených z vyhodnocených dat (pouze 5 fyziologických záznamů) je pro ověření správnosti transformační metody nedostačující a slouží zde pouze jako informační podklad. Pro přesné zjištění správnosti transformační metody by měla být v první řadě ověřena především na větším počtu patientských záznamů.

Vyhodnocovacími metodami bylo zjištěno, že ve fyziologických záznamech ve svodu x a y dosáhla nejlepší shody Korsova regresní metoda s hodnotou relativní odchylky pod 1 % a díky grafu Bland-Altmanovy analýzy bylo zjištěno, že tyto odchylky jsou především v QRS komplexu. Pro svod z dosáhla nejlepších výsledků metoda QLSV s hodnotou relativní odchylky 1,28 %.

V případě patientských záznamů s patologií jsou hodnoty odchylek již na první pohled horší, což ve většině případů dosahuje hodnot přinejmenším dvojnásobku oproti hodnotám odchylek z fyziologických záznamů. Rovněž zde jsou výsledky pouze informativní z důvodu použití malého počtu patologických patientských záznamů. Pro svody x, y a z prvního patologického záznamu, který představoval infarkt myokardu, vyšla nejlépe Korsova regresní metoda, kde velikost odchylky se pohybovala kolem 2 %. Ve druhém patologickém záznamu, který představoval dysrytmii, dosáhla nejlepších výsledků ve svodech x a z rovněž Korsova regresní metoda s hodnotou odchylky 1,05 % pro svod x a 1,56 % pro svod z. Pro svod y dosáhla nejlepších výsledků metoda inverzní Dowerovy transformace s hodnotou odchylky 1,73 %.

Naopak nejhorších výsledků dosáhla ve všech případech transformace z Einhovenových svodů, kde v případě patologie dosahuje chyby téměř 50 %. Vzhledem k tomu, že přepočtem z Einhovenových svodů vzniknou pouze ortogonální svody x a y, dosahuje tedy nejhorších výsledků pro svod z v případě fyziologického záznamu a patologického záznamu č. 1 inverzní Dowerová transformace. Pro patologický patientský záznam č. 2 dosáhla nejmenší shody transformační metoda kvazi ortogonální transformace.

Číselné výstupy transformačních metod, které dosáhly nejmenších odchylek, nejsou zanedbatelné, a byť se může na první pohled zdát, že tyto odchylky nejsou velké, mohou v klinické praxi vést ke špatné diagnóze. Avšak tyto číselné výsledky mohou sloužit při nejmenším alespoň k informativním účelům, neboť není dle literatury transformační metoda dosahující lepších výsledků.

Na základě subjektivního názoru lékaře, ze kterého se vyvozuje fakt, že každý pacient je jiný a liší se rozdílnou šířkou hrudníku, velikostí srdce, různou impedancí hrudníku a mnoho jiných faktorů, lze následně vyvodit důvody rozdílných relativních odchylek u stejné transformační metody použité u rozdílných patientských záznamů, což může vést k myšlence na vytvoření transformační metody, která bude nabývat minimálních odchylek u rozdílných patientských záznamů.

8. Závěr

Měření elektrické aktivity srdce je dnes jednou z nejčastěji používaných diagnostických metod k určení případné odchylky od běžného stavu. Jeho měření je možné hned několika různými způsoby, přičemž nejběžnější EKG záznam je v současnosti 12 svodový. Je však důležité zlepšovat stávající, případně vyvíjet nové svodové systémy, které přinesou více užitečných informací z jednoho měření.

Za dobu věnovanou této práci jsem prostudoval značné množství materiálů, od lékařských knih až po různé akademické práce zabývající se problematikou vektrokardiografie. V této práci jsem chtěl čtenáře seznámit s principem měření elektrické aktivity srdce, kde jsem se zaměřil na různé druhy svodových systémů a na vektorkardiografické signály v prostoru ve třech na sebe kolmých rovinách ze tří ortogonálních Frankových svodů, a dále pak na možnosti transformace EKG záznamu na VKG záznam.

Výsledkem diplomové práce je návrh a realizace výpočtu odchylek a grafické vizualizace transformované křivky s křivkou měřenou frankovým svodovým systémem. Před zpracováním výsledků předcházelo předzpracování vstupních dat v programovém prostředí MATLAB. Předzpracováním se rozumí filtrace síťového rušení, driftu, což představují například dechové artefakty, pohyby pacienta aj. a korekce nulové izolinie. Po této úpravě dat bylo provedeno porovnání, pro celkem dva patologické a pět fyziologických patientských záznamů, transformované EKG křivky a křivky měřené frankovým svodovým systémem. Porovnání bylo provedeno pro celkem pět transformačních metod v jednotlivých svodech. U každého patientského záznamu byla vypočtena relativní a absolutní odchylka pro každou transformační metodu s příslušným grafickým zobrazením, kde byla zvýrazněna metoda dosahující nejmenších a největších odchylek, společně s grafem Bland-Altmanovy analýzy, jehož přínos je především v tom, že graficky zobrazuje, ve kterých částech srdečního cyklu dochází k největším odchylkám.

Dále bylo provedeno porovnání výsledků odchylek fyziologických a patologických patientských záznamů, kde bylo uvedeno, které transformační metody dosáhly v jednotlivých patientských záznamech nejmenší odchylky.

Výsledky této práce mohou být přínosem pro následující výzkumy, zabývající se tématem elektrických projevů srdce.

Seznam použité literatury

- [1] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, 2009, xi, 416 s. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [2] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012, 222 s. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
- [3] KUBŮ, Veronika. *Defibrilátor*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Doc. Ing. MILAN CHMELAR, CSc.
- [4] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [5] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [6] KUBŮ, Veronika. *Defibrilátor*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Doc. Ing. MILAN CHMELAR, CSc.
- [7] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [8] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [9] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007, 216 s. ISBN 978-80-248-1558-9.
- [10] ŠPINAR, Jindřich a Ondřej LUDKA. *Propedeutika a vyšetřovací metody vnitřních nemocí*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4356-1.
- [11] ANALÝZA KMITŮ A VLN. *Výukový web EKG*[online]. Plzeň: Haman [cit. 2017-10-07]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/popis5.htm>
- [12] BOROVIČKA, Jiří. *Analýza interindividuality EKG v populaci*. Ostrava, 2014. Diplomová práce. Vysoká škola báňská. Vedoucí práce Ing. MAREK PENHAKER, Ph.D.
- [13] VONDRÁK, Jaroslav. *Laboratorní úloha na měření a testování defibrilátoru*. Ostrava, 2016. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [14] LEOŠ NAVRÁTIL A KOLEKTIV. *Vnitřní lékařství pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada, 2008. ISBN 9788024723198.
- [15] SOBOTKA, Pavel. *Patologická fyziologie: praktikum*. 4., upr. vyd. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2128-9.
- [16] O'ROURKE, Robert A., Richard A. WALSH a Valentí FUSTER. *Kardiologie: Hurstův manuál pro praxi*. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-3175-9.
- [17] ŠPINAR, Jindřich a Jiří VÍTOVEC. *Jak dobře žít s nemocným srdcem*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 256 s. ISBN 978-80-247-1822-4
- [18] MAČÁK, Jiří a Jana MAČÁKOVÁ. *Patologie*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2004, 347 s., 24 s. barev. obr. příl. ISBN 80-247-0785-3.

- [19] VOŽDA, Michal. *Časoprostorová analýza vektorkardiografických záznamů*. Ostrava, 2016. Disertační práce. Vysoká škola báňská. Vedoucí práce Doc. RNDr. JINDŘICH ČERNOHORSKÝ, CSc.
- [20] MALMIVUO, Jaakko. a Robert. PLONSEY. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. New York: Oxford University Press, 1995. ISBN 9780195058239.
- [21] *Měření kvality elektrických procesů na srdci - elektrokardiografie: Elektrokardiografické svodové systémy* [online]. In: . s. 97-106 [cit. 2017-10-17]. Dostupné z: <http://www.fbmi.cvut.cz/e/system-latkove-vymeny/6.pdf>
- [22] DAREBNÍKOVÁ, Monika. *Vyhodnocení biologických signálů*. Ostrava, 2012. Diplomová práce. Vysoká škola báňská. Vedoucí práce Ing. MAREK PENHAKER, Ph.D.
- [23] *ON THE EQUIVALENCE OF THE 12-LEAD ECG AND THE VCG REPRESENTATIONS OF THE CARDIAC ELECTRICAL ACTIVITY* [online]. In: AUGUSTYNIAC, Piotr. Kraków, s. 5 [cit. 2017-11-17]. Dostupné z: <http://home.agh.edu.pl/~august/pub/pdf/p32.pdf>
- [24] *RELATION OF PHYSICAL STRESS ON HEART RATE AND HEART AXIS ROTATION* [online]. In: SZPYRC, Bogdan. Brno, s. 3 [cit. 2017-11-17]. Dostupné z: <http://eeict.feec.vutbr.cz/2008/sbornik/01-Bakalarske%20projekty/02-Zpracovani%20signalu%20a%20obrazu/06-xszpyr00.pdf>
- [25] HAŠEK, Roman. *LINEÁRNÍ ALGEBRA A GEOMETRIE - KMA/LA2: Ortogonální a ortonormální vektory*. České Budějovice, 2017. Dostupné také z: http://home.pf.jcu.cz/~hasek/LA2/LAG_TextPrednasek_2017_1.pdf
- [26] *ORTOGONÁLNÍ A ORTONORMÁLNÍ BÁZE*. Ostrava, 2009. Dostupné také z: http://home.pf.jcu.cz/~hasek/LA2/LAG_TextPrednasek_2017_1.pdf
- [27] KAROL, MIKULÁŠ. *GENERÁTOR RUŠENÍ SIGNÁLU EKG*. Brno, 2010. BAKALÁŘSKÁ PRÁCE. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ.
- [28] BAREŠOVÁ, Bc. Marcela. *Prospektivní studie pacientů s oslabením horní končetiny po cévní mozkové příhodě*. Kladno, 2017. Diplomová práce. ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE, Katedra biomedicínské techniky.
- [29] ELLIOTT, Alan C. a Wayne A. WOODWARD. *Statistical analysis quick reference guidebook: with SPSS examples*. Thousand Oaks, Calif.: Sage Publications, c2007. ISBN 1-4129-2560-6.
- [30] STRAŠKRÁBOVÁ, Bc. Alžběta. *Analýza animálního EKG*. Ostrava, 2017. Diplomová práce. Vysoká škola báňská. Vedoucí práce Ing. Martin Augustynek, Ph.D.

Seznam internetových zdrojů

- [31] The PTB Diagnostic ECG Database. *Https://physionet.org* [online]. Germany, 2016 [cit. 2017-12-11]. Dostupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>

Seznam příloh

A. Obsah přiloženého CD.....	97
------------------------------	----

A. Obsah přiloženého CD

Soubor	Popis
DP_VON0045_VONDRÁK.pdf	PDF soubor obsahující vypracovanou diplomovou práci
Fyziologické záznamy	Adresář s fyziologickými záznamy pacientů
s0xxx_rem	.mat soubory s fyziologickými záznamy pacientů
Patologické záznamy	Adresář s patologickými záznamy pacientů
dysrytmie, infarkt myokardu	.mat soubory s patologickými záznamy pacientů
Zdrojové kódy	Adresář se zdrojovými kódy v MATLABU
fyz_kod, pat_kod_infarkt, pat_kod_dysrytmie	.m zdrojové kódy v MATLABU